Aus der Abteilung für Nuklearmedizin
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. U. Feine
des Medizinischen Strahleninstitutes der Universität Tübingen

Optimierung der Erzeugung und Darstellung von Ureterperistaltikbildern

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

der Medizinischen Fakultät
(Klinische Medizin)
der Eberhard-Karls-Universität
Tübingen

vorgelegt von
INA WERNER geb. Merk
aus München

1984

THEY.
LEIDEN
SOC.

Aus der Abteilung für Nuklearmedizin
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. U. Feine
des Medizinischen Strahleninstitutes der Universität Tübingen

Optimierung der Erzeugung und Darstellung von Ureterperistaltikbildern

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

der Medizinischen Fakultät
(Klinische Medizin)
der Eberhard-Karls-Universität
Tübingen

vorgelegt von
INA WERNER geb. Merk
aus München

1984

Dekan: Professor Dr. H. D. Waller
1. Berichterstatter: Privatdozent Dr. Dr. W. Müller-Schauenburg
2. Berichterstatter: Privatdozent Dr. R. Hippéli

Druck: Zeeb-Druck, Tübingen 7 (Hagelloch)

Meinen Eltern
in großer Dankbarkeit

		Seite
1.	EINLEITUNG	1
1.1.	Ziel der Arbeit	2
2.	ANATOMIE, PHYSIOLOGIE UND PATHOPHYSIOLOGIE DES URETERS	4
2.1.	Anatomie	4
2.2.	Physiologie	6
2.2.1.	Auslöser	6
2.2.1.1.	Mechanischer Dehnungsreiz	6
2.2.1.2.	Schrittmacher	6
2.2.2.	Die normale Spindelperistaltik	7
2.2.3.	Normalwerte der Spindelperistaltik	8
2.2.4.	Anpassung des Ureters an verschiedene Bedingungen und Einflüsse	9
2.2.4.1.	Anpassung an den Urinfluß	10
2.2.4.2.	Einfluß der Harnblasenfüllung	10
2.2.4.3.	Miktion	11
2.2.4.4.	Einfluß der Schwerkraft	11
2.2.4.5.	Nervale, hormonelle und medikamentöse Einflüsse	12
2.3.	Pathophysiologie	13
2.3.1.	Obstruktion	13
2.3.2.	Megaureter	15
2.3.3.	Reflux	16
2.3.4.	Retroperistaltik	17
2.3.5.	Hypo- und Aperistaltik	18
3.	UNTERSUCHUNGSGUT UND STANDARDMETHODE	19
3.1.	Untersuchungsgut	19
3.2.	Untersuchungsgang	20
3.3.	Tracer	23
3.4.	Grundlagen der Peristaltikbilderstellung	25
3.4.1.	Hilfsmittel Nierenfunktionsszintigramm	26

Seite

3.4.2. Darstellung des Ureters im Summenbild 26
3.4.3. ROI-Bilderstellung 28
3.4.4. Erzeugung des Peristaltikbildes 28

4. ERZEUGUNGS- UND DARSTELLUNGSVARIATIONEN UND ERGEBNISSE 32
4.1. Bewegungsmuster im MS-Bild 32
4.1.1. Die normale Spindel 32
4.1.2. Anfangskonus 33
4.1.3. Das Depot 33
4.1.4. Retroperistaltik 34

4.2. Betrachtungen zum Untergrund 35
4.2.1. Differenzierung der Untergrundänderung 35
4.2.2. Unterscheidung zwischen Spindelimpulsen und statistischen Schwankungen 36

4.3. Mittelwertsubtraktion 38
4.3.1. Beschreibung 38
4.3.2. Ergebnis 39

4.4. Minimumsubtraktion 41
4.4.1. Beschreibung 41
4.4.2. Ergebnis 41

4.5. Gleitender Untergrund 43
4.5.1. Beschreibung des Programms 44
4.5.1.1. Kurvenvorverarbeitung 44
4.5.1.2. Einschleusung der vorverarbeiteten Kurven in die Standardauswertung 44
4.5.2. Ergebnis 48

4.6. Änderung der Intensitätsskalierung 48
4.6.1. Aktivitätsverteilung in der ROI-Zeile 48
4.6.2. Setzen von Schwellen bei linearer Intensitätsskalierung 50
4.6.2.1. Beschreibung 50
4.6.2.2. Ergebnis 53

Seite

4.6.3. Parabolische Intensitätsskalierung 55
4.6.3.1. Beschreibung 55
4.6.3.2. Ergebnis 57

4.7. Räumliche Auflösung des Ureters im MS-Bild 58
4.7.1. Überlegungen und Ergebnisse zur ROI-Anzahl 58
4.7.2. Überlappende ROIs 65
4.7.2.1. Beschreibung 65
4.7.2.2. Ergebnis 65
4.8. Veränderung der zeitlichen Auflösung im Peristaltikbild 70
4.8.1. Veränderung des Zeitrasters 70
4.8.2. Ergebnis 70
4.8.3. Änderung der zeitlichen Auflösung durch Zusammenfassung von Bildpunkten 71
4.8.3.1. Beschreibung des Programms 71
4.8.3.2. Ergebnis 72

5. DISKUSSION 77
5.1. Problem der "leeren" Peristaltikbilder 77
5.2. Diskussion der Ergebnisse von 4.2. bis 4.8. 77
5.3. Andere Einflüsse auf die Peristaltikerkennbarkeit 81
5.4. Anwendbarkeit des Ureterkinetogramms 83

6. ZUSAMMENFASSUNG 83

7. LITERATURVERZEICHNIS 86

8. ANHANG 97
8.1. Programm: gleitender Untergrund ("curve") 97
8.2. Programm: parabolische Intensitätsskalierung ("Wurzel") 98
8.3. Programm: Zusammenfassung mehrerer Bildpunkte ("perico") 99

1. EINLEITUNG

Untersuchungen der Uretermotilität werden schon lange und auf verschiedenste Weise durchgeführt. 1869 machte Engelmann (24) als einer der ersten Aussagen durch direkte intraoperative Beobachtung des Ureters. Bei der Cystoskopie und Chromocystoskopie werden Rückschlüsse auf die Beweglichkeit des distalen Ureters beim Einströmen des Harns in die Blase gezogen.

Besondere Bedeutung haben seit vielen Jahren radiologische Untersuchungen, wie Ausscheidungsurographie, Kymographie und Röntgenkinematographie, heute teilweise mit Fernseh- und Bildbandspeichersystem (Wüllenweber 1937 (78), Benjamin et al. 1956 (4), Düx et al. 1962 (23), Hajòs 1978 (29), Schmidt 1978 (65)).

Auf dem Gebiet der Ureterphysiologie wurde die Abhängigkeit der Motilität vom Fluß und das Druckverhalten untersucht (Lapides 1948 (41), Kiil 1957 (37), Zimskind 1969 (80)). Elektromyographisch wurden Reizauslösung und Reizweiterleitung in der Uretermuskulatur beobachtet (Orbelli 1910 (55), Constantinou et al. 1974 (16)).

Mit nuklearmedizinischen Untersuchungen werden indirekt Aussagen über den Ureter gemacht. Harvey und Keeling 1969 (31) taten dies über den Abfluß im Isotopennephrogramm, andere bei Isotopenrefluxprüfungen (Blaufox 1973 (7), Conway 1975 (17)).

1978 wurde von Müller-Schauenburg (51) ein nuklearmedizinisches Verfahren zur direkten Uretermotilitätsdarstellung entwickelt. Dabei wird der peristaltische Transport radioaktiver Harnspindeln entlang des Ureters aufgezeigt. Dieses Verfahren wurde bis jetzt im Modellversuch (77), bei Kindern mit Megaureteren und anderen Störungen im Bereich der ableitenden Harnwege (52) und bei Erwachsenen mit unauffälliger Nierenanamnese als Nebenbefund zum Knochenszintigramm (43) angewandt.

1.1. Ziel der Arbeit

Ziel dieser Arbeit ist es, durch Variation der methodischen Möglichkeiten die bisherige Erzeugung und Darstellung von Peristaltikbildern zu überprüfen. Bisher wurden methodische Veränderungen intuitiv begründet. Hier soll versucht werden, systematisch die Methodik der Peristaltikbilderstellung abzutasten.

Variiert werden:

Untergrundbehandlung pro Zeile
- Mittelwertsubtraktion
- Minimumsubtraktion
- gleitender Untergrund

Intensitätsskalierung
- Setzen von Schwellen
- parabolische Skalierung

Ortsraster
- Größe und Anzahl der Regions of Interest

längs des Ureters

Zeitraster

- durch Aufnahme verschiedener Studien:
  1 sec/Bild und 2,5 sec/Bild
- durch anschließende Bildkomprimierung

Für die Arbeit wurden aus einem Patientenkollektiv mit pathologischen Prozessen im kleinen Becken, bei dem als Nebenbefund zum Ganzkörperskelettszintigramm Peristaltikbilder erstellt wurden, einzelne Studien mit unterschiedlicher Peristaltikerkennbarkeit ausgewählt. Die Beobachtungen am gesamten Patientenkollektiv wurden in einer zweiten Arbeit von Werner (75) ausgeführt. Zusätzlich wurden einige Studien mit 1-sec-Zeitraster aufgenommen.

Speziell an sogenannten "leeren" Peristaltikbildern (ohne sichtbare Peristaltik) sollte ausprobiert werden, inwieweit sich durch methodische Veränderungen doch Spindeln sichtbar machen lassen. An schwach und daher unsicher erkennbaren Spindelmustern soll durch methodische Variationen möglichst eine deutlichere Erkennbarkeit erreicht werden.

Bei Variation der örtlichen und zeitlichen Auflösung gilt es, Richtlinien (bei möglicherweise unterschiedlicher Fragestellung an das Verfahren) für die Wahl der Region-of-Interest-Anzahl längs des Ureters und des Aufnahmezeitrasters zu geben.

2. ANATOMIE, PHYSIOLOGIE UND PATHOPHYSIOLOGIE DES URETERS

2.1. Anatomie

Im Ureter wird der in der Niere produzierte Harn zur Blase transportiert. Der Harnleiter hat eine Länge von 25 - 30 cm. Er liegt retroperitoneal, zieht vom Nierenbecken auf dem M. psoas, weiter folgt er der Wand des kleinen Beckens und mündet am Trigonum vesicae in die Harnblase. Der Ureter wird in 3 Abschnitte gegliedert: Pars abdominalis, Pars pelvina und Pars intramuralis.

Bei der Frau unterkreuzt der Ureter die A. uterina, verläuft teilweise im Parametrium und nahe der Cervix uteri. Beim Mann überlagert der Ductus deferens den Ureter (59).

Des weiteren werden 3 physiologische Engen beschrieben: der pelviureterale Übergang, die Überkreuzung des Ureters mit der A. ilica communis oder externa und der Eintritt des Ureters in die Blasenwand. Rohen (59) bezeichnet diese als Prädilektionsstellen für die Verlegung des Lumens durch einen Stein und für die Lokalisation von Entzündungen.

Von besonderer Bedeutung beim Entstehen von Harntransportstörungen im Ureter sind die Übergänge vom Nierenbecken bzw. Blase zum Ureter. Am pelviureteralen Übergang wurde von Legueu (1924) ein "Sphincter souspyelique" postuliert (63). Campell (14) beschrieb die Stelle als proximales Stück eines Ureterkonus. Steigleder

(1949) sprach bereits von einem funktionellen Sphinkter. Bis heute konnte weder eine bestimmte anatomische Lokalisation, noch ein histologisches Substrat nachgewiesen werden (61).

Der ureterovesikale Übergang wurde erstmals von Bell (1812) beschrieben. Am Aufbau beteiligen sich sowohl Ureter- wie Blasenmuskulatur. Melchior (47) beschreibt, daß die Uretermuskulatur in das Trigonum superfiziale ausläuft. Überlagert wird die Uretermuskulatur von longitudinal Fasern der Blasenwand. Der intakte ureterovesikale Übergang verhindert ein Rückströmen des Harns aus der Blase in den Ureter.

Die arterielle Versorgung des Ureters erfolgt im oberen Drittel über Äste der A. renalis und Aa. lumbales, im mittleren Drittel über Äste der A. testicularis (bzw. A. ovariaca) und A. iliaca comm. und im unteren Drittel über Äste der A. ductus deferentis (bzw. A. uterina) und A. iliaca int. (59).

Die nervale Versorgung des Ureters erfolgt im proximalen Abschnitt vom Ggl. renale, Ggl. coeliacum und den Nn. intermesenterici, im mittleren Abschnitt vom Pl. mesentericus inf. und sup. und am distalen Ende hauptsächlich vom Pl. hypogastricus inf.. Fasern aus den Grenzstrangganglien von Th 10 - 12 versorgen sympathisch, Fasern aus dem dorsal efferenten Nucleus des Vagus parasympathisch den abdominellen Ureter. Der pelvine Abschnitt wird sympathisch aus den Grenzstrangganglien von L 1 - 2, parasympathisch aus dem Rückenmark von S 2 - 3 innerviert (48, 76).

Über die Bedeutung und Einflüsse der Innervation gibt es noch Unklarheit und Widersprüche (8). Aufklärung versprachen histochemische und elektronenmikroskopische Untersuchungen. Unterschiedliche Auffassungen bestehen auch über die Lage von Ganglien in der Ureterwand. Von Engelmann 1869 (24) und Hryntschak 1925 (35), ebenso von Melchior (47), wurden sie in nierenbecken- und blasennahen Ureterabschnitten beobachtet. Andere Autoren dagegen, z. B. Notley (54), konnten keine Ganglienzellen nachweisen.

2.2. Physiologie

2.2.1. Auslöser

2.2.1.1. Mechanischer Dehnungsreiz

Der peristaltische Harntransport im Ureter wird vom Sekretionsdruck der Niere, vom Diurresezustand und vom Strömungswiderstand in den ableitenden Harnwegen bestimmt (8). Als Auslöser für die peristaltische Kontraktion gilt der Dehnungsreiz auf die Uretermuskulatur (63). Dieser Mechanismus entspricht der Reizauslösung an glatten Muskelzellen und wird durch elektrophysiologische Vorgänge an der Zellmembran erklärt (8).

2.2.1.2. Schrittmacher

Diskutiert wird die Annahme, daß eine peristaltische Kontraktion des Ureters nicht ausschließlich durch muskuläre Dehnungsreize, son-

dern durch einen Schrittmacher ausgelöst wird.

Nach mehreren Autoren (27, 44) liegen diese "pacemaker-cells" im Bereich der Calices minores. Dort wurden durch elektronenmikroskopische Studien glatte Muskelzellen entdeckt, die sich von den üblichen unterscheiden. Diese wurden als morphologisches Substrat des "pacemakers" gedeutet (22).

Die Funktion der Schrittmacherzellen beruht nach Hannappel und Golenhofen (30) auf dem Prinzip der "multiple coupled oscillators". Durch das vegetative Nervensystem und durch mechanische Reize werden Basisperiodendauer und Oszillationsamplitude beeinflußt.

Die Frequenz des Schrittmachers im Nierenbecken wird von Boyarsky et al. (8) als maximal und konstant beschrieben. Die Kontraktionen des Nierenbeckens werden, dem Harnfluß entsprechend, auf den Ureter übergeleitet. Bei zunehmendem Urinfluß kann die maximale Frequenz des Nierenbeckens vom Ureter nicht überschritten werden, so daß eine Anpassung über die Vergrößerung des Bolus erfolgt (15, 49) (vgl. 2.2.4.).

2.2.2. Die normale Spindelperistaltik

Der produzierte Harn wird im Nierenbecken gesammelt. Nierenbecken und oberster Ureterabschnitt werden zusammen aufgefüllt und gelten somit als funktionelle Einheit (21). Die Länge des Conus ureteralis (14) oder Anfangskonus hängt von der Diurese ab (38). Wird im Nierenbecken eine bestimmte Dehnung überschritten, wird eine peristaltische

Welle ausgelöst, die über den ganzen Ureter abläuft. Bei dieser Kontraktion wird der Anfangskonus ganz oder teilweise entleert, und der Harn wird vor der peristaltischen Welle in Form einer sog. Spindel zur Harnblase transportiert (65).

2.2.3. Normalwerte der Spindelperistaltik

Bei der Angabe von Normalwerten zur Spindelperistaltik sollte nach Boyarsky et al. (9) beachtet werden, daß verschiedenste Untersuchungsverfahren - direkte Beobachtung am Menschen, Tierversuche, radiologische und chromocystoskopische Untersuchungen, Druck- und Strömungsmessungen mittels Katheter - diese Werte erbringen und gewisse Schwankungen durch den Einfluß der Methode in Kauf genommen werden müssen.

Zum Vergleich die Normalwerte verschiedener Autoren (8, 47, 74).

	Boyarsky	Weinberg	Melchior
Frequenz der Spindel pro min	1 - 5		1 - 2
Geschwindigkeit cm/sec	2,7 - 3	3	
Bolusvolumen ml	0,1-0,6	0,02-1	
Länge der Spindel cm	3 - 12	5	
Breite der Spindel mm	1 - 4	2 - 4	
Basaldruck cm H_2O		7 - 14	10
Kontraktionsdruck cm H_2O		34	20 - 40
Dauer der Kontraktion sec	2 -5		2 - 5

Tabelle 1: Normalwerte der Spindelperistaltik

2.2.4. Anpassung des Ureters an verschiedene Bedingungen und Einflüsse

Die Anpassung des Ureters an veränderte hydrodynamische Bedingungen und Druckverhältnisse wird von vielen Autoren (Boyarsky (8), Deuticke (21), Melchior (47)) beschrieben. Die Änderung der Uretermotilität ist bei Steigerung des Harnflußes bzw.

Strömungswiderstandserhöhung ähnlich (8). Man beobachtet zuerst eine Frequenzsteigerung, einen Anstieg der Kontraktionskraft und bei Zunahme des Flußes zusätzlich eine Bolusvergrößerung (8, 47). Später verringert sich die Druckamplitude, da der Basaldruck steigt und zuletzt sind keine Kontraktionswellen nachweisbar (11).

2.2.4.1. Anpassung an den Urinfluß

Nach Kiil (38) wird der Harn abhängig vom Fluß in kleinen Spindelportionen durch peristaltische Kontraktionen oder durch freien Fluß entlang eines Druckgradienten zur Harnblase transportiert. Bis die zweite Art des Transportes erreicht wird, paßt sich der Ureter dem steigenden Harnfluß durch Zunahme des Spindelvolumens, der Frequenz und des Basal- und Kontraktionsdruckes an (8).

2.2.4.2. Einfluß der Harnblasenfüllung

Anderson et al. (2) beschrieben, daß ab einem Druck von 25 cm H_2O in der Harnblase, die Peristaltik des Ureters verändert wird. Nach ihren Angaben wird der Einstrom von Harn durch das Ostium in die Blase bei einem mittleren intravesikalen Druck von 45 cm H_2O unterbrochen. Kiil (38) zitiert Braun und Pierce, die noch bei einem Druck von 54 cm H_2O einen Harntransport in die Blase beobachteten.

Diese Druckwerte entsprechen nach Anderson et al. (2) bei normaler Blasenwand einem Volumen von 500 bis 1100 ml, bei hypertrophierter einem Volumen von 200 bis 800 ml.

Bei zunehmender Blasenfüllung kommt es nach Boyarsky (8) zum Anstieg der Blasenwandspannung, zur Kompression des intramuralen Anteils des Ureters durch den erhöhten Detrusortonus und zur Lageveränderung des intramuralen Ureterverlaufs bzw. des Trigonum vesicae. Die Erhöhung des intravesikalen Druckes bedeutet für die Ureterperistaltik eine Zunahme des Strömungswiderstandes. Das Sistieren des Harnflußes führt zur allmählichen Dilatation des Ureters, vor allem im prävesikalen Segment und zu abnormen peristaltischen Bewegungen.

2.2.4.3. Miktion

Bei der Miktion erhöht sich der intravesikale Druck auf Werte bis zu 160 cm H_2O (21). Der Kontraktionsdruck des Ureters reicht nicht aus. Es kommt zur Unterbrechung des Harneinstroms in die Blase. Untersuchungen von Rutishauser (60) zeigen nach Deuticke (21), daß peristaltische Wellen während der Miktion bis zum prävesikalen Ureteresegment ablaufen.

2.2.4.4. Einfluß der Schwerkraft

Mehrere Autoren bezeichnen den Einfluß der Schwerkraft auf die Uretermotilität als unbedeutend (71, 74). Boyarsky (8) hält die muskuläre Reserve des Ureters für so groß, daß die Auswirkungen der Schwerkraft ausgeglichen werden können.

Tanagho et al. (70) beschreiben nach experimentellen Untersuchungen an Hunden, daß die Schwer-

kraft den Urintransport steigert,und daß gegen sie die Uretermotilität zum Stillstand kommen kann. Schmidt (63) beobachtete bei seinen Untersuchungen mittels Infusionsurographie Aperistaltik im Liegen über mehr als 2 Minuten bei Patienten mit im Stehen normaler Peristaltik.

2.2.4.5. Nervale, hormonelle und medikamentöse Einflüsse

Eine Beeinflussung der Uretermotilität über das vegetative Nervensystem wird heute allgemein anerkannt. Melchior beobachtete eine Stimulation der Motilität durch psychische Alteration (47), ebenso eine Hemmung der Peristaltik beim autogenen Training (46).

Ebenso soll die Ureterperistaltik auf Temperatur- und pH-Änderung ansprechen (40).

Boyarsky (8) beschreibt verschiedene Untersuchungen, wo der Einfluß von Glukagon, Oestrogen, Progesteron, Epinephrin und Norepinephrin auf die Peristaltik beobachtet wurden. Dennoch gibt er die hormonelle Beeinflussung als gering an, allerdings mit Einschränkungen. Diese Einschränkung gilt für die beobachtete Ureterdilatation bei Graviden, wo hormonelle Einflüsse und Obstruktion (47) als Ursache diskutiert werden (21).

Die klinische Bedeutung dieser Untersuchungen liegt in der Anwendung einer medikamentösen Therapie bei Störungen der Uretermotilität, z. B. bei Koliken (8, 47).

2.3. Pathophysiologie

2.3.1. Obstruktion

Die Ureterperistaltik ändert sich bei einer Obstruktion des Ureters infolge des erhöhten Strömungswiderstandes. Es kommt zur Tonuserhöhung der Ureterwand, zum Anstieg der Frequenz (Stenoseperistaltik), sowie zur Änderung des Kontraktionskomplexes (11, 20). Überwindet die Ureterperistaltik das Hindernis nicht, kommt es zur Dilatation, Harnstauung und Hydronephrose (47).

Als weitere Veränderung des Ureters bei bestehender Obstruktion, besonders bei einer partiellen, beschreibt Hinman (34) eine Hypertrophie der Ureterwand. Sie beginnt über der Obstruktion, und dies ist gleichzeitig die Stelle, wo die Dekompensation beginnt. Als frühesten Beginn einer Hypertrophie gibt Hinman den 3. Tag nach einsetzen der Obstruktion an. Ist die muskuläre Reserve des Ureters erschöpft, dilatiert der Ureter oberhalb der Obstruktion.

Mehrere Untersuchungen zeigten, daß zu Beginn der Obstruktion der Druck im Nierenbecken sofort ansteigt, bei chronischer Obstruktion aber im Normbereich liegt (20, 37). Das Nierenbecken dilatiert, und das Ausmaß wird vom Ausscheidungsdruck des Nephrons, vom Grad der Obstruktion und vom Reabsorptionsvermögen bestimmt (33). Die Reabsorption erfolgt über das Tubulus-, Venen- bzw. lymphatische System der Niere (53). Die Dilatation des Nierenbeckens führt bei bestehender Obstruktion zur Atrophie des Nierenparenchyms, und somit zur Abnahme der

glomerulären Filtrationsrate und des renalen Plasmastroms (72).

Scardino zitiert Kerr und Vaughan (36, 72), die beschreiben, daß eine vollständige Obstruktion des Ureters für eine Woche total reversibel ist, aber eine über vier Wochen bestehende zum vollständigen Verlust der Nierenfunktion führt.

Die Obstruktion des Ureters kann durch verschiedenste pathologische Veränderungen und Vorgänge bedingt sein. Des weiteren kann der Urinfluß in jedem Bereich, vom Nierenkelch bis zum Meatus externus der Urethra, behindert sein (56). Die Behinderung kann bei einem oder beiden Ureteren auftreten, kann akut oder chronisch bzw. teilweise oder vollständig sein.

Als Ursache kommen in Frage:

a. Obstruktion des Ureters durch Druck von außen. Deuticke (21) nennt als Ursache einer gestörten Peristaltik durch Obstruktion eine Kompression oder Abknickung des Ureters von außen, z. B. durch gynaekologische Tumoren oder durch kreuzende Gefässe. Die Beweglichkeit des Ureters kann ferner iatrogen, z. B. Op-Naht oder durch eine retroperitoneal Fibrose (56) behindert sein.

b. Nierensteine, die das Lumen des Ureters teilweise oder ganz verlegen.

c. Störungen im Bereich des vesikoureteralen Übergangs.

d. Veränderte Ureterwand durch Verletzung oder Fibrose.

e. Funktionelle Ureterstenose.

Nach Melchior (47) fehlt bei einer funktionellen Ureterstenose die mechanische Obstruktion und der Nachweis eines anatomisch morphologischen Substrats. Er unterscheidet nach seinen Untersuchungen zwei Arten, die sich in ihrer Peristaltik und Prognose unterscheiden: die funktionelle Ureterstenose und das aperistaltische Uretersegment (58).

2.3.2. Megaureter

Der Begriff beschreibt einen in Länge und Breite vergrößerten Ureter. Melchior (47) unterscheidet einen primären und sekundären Megaureter.

Der primäre Megaureter schließt eine nachweisbare Obstruktion im Bereich von Ureter und Blase mit Folgen, wie Reflux, aus. Weiter diskutiert Melchior verschiedene Entstehungsursachen: eine neuromuskuläre Dysfunktion (69), zum anderen eine embryonale Entwicklungsstörung als Hemmungsmißbildung (6) bzw. Fehlanlage des terminalen Uretersegmentes (1).

Den sekundären Megaureter beschreibt Melchior (47) als Folge von Blasenentleerungsstörungen, mechanischer Ureterobstruktion und vesiko-ureterorenalem Reflux. Nach Melchior (47) zeigt der kompensierte Megaureter eine Hyper- bzw. Widerstandsperistaltik, der dekompensierte eine Hypoperistaltik.

2.3.3. Reflux

Der Reflux, ein hydrodynamischer Begriff, beschreibt den Vorgang, wenn der Harn im Ureter oder aus der Harnblase wieder nierenwärts strömt, was für den Ureter eine zusätzliche Volumenbelastung bedeutet. Der Reflux ist nicht mit einer retrograden Peristaltik verbunden (s. 2.3.4.). Vielmehr gelten Störungen im Bereich des vesikoureteralen Überganges, des ureteropelvinen Überganges und Störungen intraureteral, z. B. Stenosen als Ursache für einen Reflux (47,64).

Besondere Bedeutung hat der vesikoureterale Reflux bei Uretermotilitätsstörungen. Ein Verhindern des Rückströmens von Harn ist abhängig von der Länge des intramuralen Uretersegmentes, vom Durchmesser des Ureters, von der Form des Ostiums, von der Ureter- und Blasenwandspannung, vom intravesikalen Druck, vom Kontraktionsvermögen und der Elastizität von Harnblase und Ureter (12).

Melchior (47) unterscheidet nach funktionellen Gesichtspunkten zwischen "high pressure reflux" und "low pressure reflux". Der erste tritt nur kurzzeitig während der Miktion auf und hat geringen Einfluß auf die Niere (42). Der zweite führt mit einer Blasenfunktionsstörung durch die ständige zusätzliche Volumenbelastung zur Dilatation des Ureters, zur Harnstauung und zur Nierenparenchymschädigung.

Politano (57) unterscheidet zwischen einem primären (25) und sekundären vesikoureteralen

Reflux. Der primäre gilt als embryonale Entwicklungsstörung. Die Ursachen des sekundären sind neurogene Blasenstörungen, Auslaßobstruktionen und Infektionen, die auch gefürchtete Komplikationen beim Reflux sind (47).

2.3.4. Retroperistaltik

Als Retroperistaltik wird nach Schmidt (64), durch radiologische Beobachtung, und nach Müller-Schauenburg (52), durch das Ureterkinetogramm, eine rückläufige peristaltische Welle bezeichnet, die vom Ostium vesicae bis zum Nierenbecken,mit der gleichen Geschwindigkeit wie eine normalgerichtete Welle, läuft.

Über die Auslösungsmechanismen ist wenig bekannt. Schmidt (62) diskutiert die Ausschaltung des renalen Schrittmacherzentrums bei gleichzeitiger Stimulierung eines blasennahen Ganglions. Boyarsky (8) beschreibt Retroperistaltik als Erscheinung, die bei zunehmendem Fluß oder beginnender Obstruktion (68), neben einer sog. "to-and-fro" Peristaltik, ineffektiver oder unterdrückter Peristaltik auftritt. Von einer "genuinen" Retroperistaltik, die an jeder Stelle des Ureters ausgelöst werden kann, berichten Tanagho et al. (70).

Hauptsächlich wurde dieses Phänomen von Schmidt (62) bei Patienten mit Nierenbeckenausgußsteinen oder mit Entzündungen am Nierenbeckenhohlraumsystem beobachtet. Als komplizierenden Faktor beim Reflux bezeichnet Mel-

chior (47) die Retroperistaltik.

Erwähnt werden soll die Retroperistaltik noch im Zusammenhang mit dem Ureter bifidus. Untersuchungen von Hinman (34) zeigen, daß die in einem Schenkel ablaufende peristaltische Welle an der Vereinigung im anderen Schenkel einen Reflux erzeugt, und dabei in diesem Schenkel eine Retroperistaltik initiiert wird. Hingegen konnte Schmidt (62) beim Bewegungsvorgang des Ureter bifidus meist keine Retroperistaltik beobachten.

2.3.5. Hypo- und Aperistaltik

Hypo- bzw. Aperistaltik werden beim dekompensierten, dilatierten Ureter bei länger bestehender Obstruktion (s. 2.3.1.)(34) und beim Vorliegen eines Megaureters (47) beobachtet. Überschreitet der Harnfluß eine bestimmte Größe und erfolgt der Harntransport entlang eines Druckgradienten, zeigt der Ureter nur noch eine schwache bzw. fehlende Peristaltik (38). Durch Einwirkung von Endotoxinen bestimmter Bakterien (Escherichia coli, Citrobacter, Aerobacter) (28) auf die Ureterwand, kommt es zum Sistieren der Peristaltik, wie mehrere Autoren (8, 18, 70) beschreiben. Die gleichen Auswirkungen werden von Boyarsky (8) auch bei Substanzen wie Serotonin, Bradykinin und Prostaglandinen beobachtet. Wie in 2.2.4.4. im Zusammenhang mit dem Einfluß der Schwerkraft beschrieben, zeigten die Untersuchungen von Schmidt (63) eine Aperistaltik beim liegenden Patienten über mehr als 2 Minuten.

3. UNTERSUCHUNGSGUT UND STANDARDMETHODE

3.1. Untersuchungsgut

Untersucht wurden 54 Patienten mit pathologischen Prozessen im kleinen Becken, die zum Knochenszintigramm mit ^{99m}Tc-MDP einbestellt waren. Von diesen Patienten konnten Peristaltikbilder von insgesamt 104 Ureteren (3 Harnleiterligaturen, 1 Nephrektomie + Harnleiterentfernung) erstellt werden. Dieses Kollektiv wurde hinsichtlich seiner Nebenbefunde zum Knochenszintigramm in einer zweiten Arbeit von Werner (75) untersucht.

Für die genaue methodische Aufarbeitung, dem Ziel dieser Arbeit, wurden von diesen 104 Ureterbildern 4 mit guter bis schlechter Peristaltiksichtbarkeit ausgewählt. Bedingung bei der Auswahl der 4 qualitativ unterschiedlichen Peristaltikbilder war, daß ein Aktivitätsdurchtritt durch den Ureter während des Beobachtungszeitraums auch tatsächlich stattfand. Zur Beurteilung wurden die entsprechenden Nierenfunktionskurven und Blasenkurven herangezogen.

Für die Untersuchung zur zeitlichen Auflösung wurden zusätzlich 5 spezielle Serien bei 3 Patienten (bei 1 Patienten 3 Serien unmittelbar hintereinander) mit einem Zeitraster von 1 sec /Bild aufgenommen.

Zusammengefaßt wurden die methodischen Variationen bei der Peristaltikbilderstellung an 4 Ureteren (Zeitraster 2,5 sec) und an 6 Ureteren (Zeitraster 1 sec) getestet.

3.2. Untersuchungsgang

Kurz vor der Untersuchung sollte der Patient seine Blase entleeren, zum anderen sollte er normal hydriert sein, um zu große Einflüsse von Adiurese bzw. Diurese und Blasenfüllung auf die Ureterperistaltik auszuschalten. Der Patient wurde auf den Rücken gelagert. Im Feld der Gamma-Kamera (Picker Dyna 4/15, 1976, 37 Photomultipler, 5 Ips/µCi ^{99m}Tc mit General-Purpose-Kollimator) mit einem Durchmesser von 35 cm, sollten Nieren, Ureter und Blase Platz finden. Zur Orientierung bei der Lagerung diente die Verbindungslinie der Spinae iliacae ant. sup., die in der Mitte des Kamerafeldes liegen sollte.

Die Aufnahmen wurden von dorsal gemacht, da hierbei die Nierendarstellung besser ist, obgleich die ventrale Kameraeinstellung für die Harnblase und den Ureter geeigneter wäre.

An die Gamma-Kamera angeschlossen war ein Rechnersystem (Gamma-11-System) und ein rechnerunabhängiges analoges Kameraabbildungssystem.

Dem Patienten wurden zwischen 10 - 15 mCi ^{99m}Tc-MDP als Bolus injiziert. Gleichzeitig wurden Rechner und Kameraabbildungssystem gestartet. Auf Röntgenfilm wurden Sequenzszintigramme festgehalten. Bei der Einflutungsserie wurden folgende Belichtungszeit und Potentiometereinheit gewählt:

16 Bilder zu je 3 sec und einer Intensität von 750 (Abb. 1).

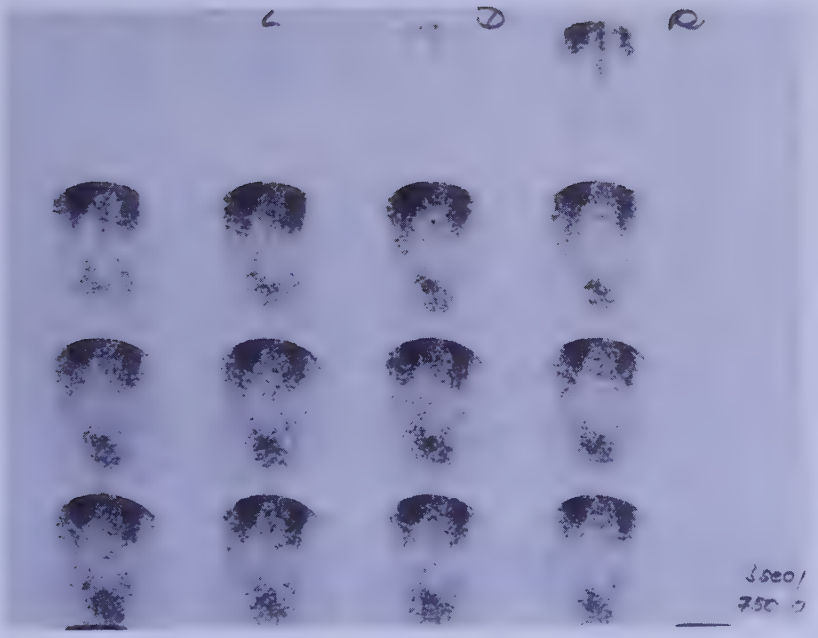


Abb. 1: Zeigt die Serie der 3-sec-Sequenzszintigramme der Einflutungsphase. Auffällig hier die Aktivitätsanreicherung ab dem 5. Bild oberhalb der Harnblase.

Nach dieser Serie wurde umgeschaltet auf:
12 Bilder zu 120 sec und einer Intensität von 350 (Abb. 2).

Abb. 2: Zeigt die Serie der 120-sec-Sequenzszintigramme der Parenchymphase. Ab dem 3. Bild stellt sich der rechte Ureter dar. Außerdem sieht man ab dem 3. Bild einen prävesikalen Stau, teilweise bds. und gestaute einzelne Kelchgruppen in den Nieren.

Bei diesen Bildern nimmt man die Übersteuerung von Niere und Blase in Kauf, um den Ureter möglichst deutlich darstellen zu können (52).

Der Rechner speichert 480 Bilder zu je 2,5 sec, was einem Untersuchungsintervall von 20 Minuten entspricht.

Während der Untersuchung ist die Beobachtung des Aktivitätsabfalls in der Niere bzw. der Aktivitätsanstieg in der Blase am Oszilloskopschirm möglich.

3.3. Tracer

In mehreren Untersuchungen (Glass et al. (26), Crone-Münzebrock (19)) wurde auf die Möglichkeit zurückgegriffen, mit Hilfe der Knochensubstanz ^{99m}Technetium-Methylendiphosphonat Aussagen über die Nierenfunktion als Nebenbefund zum Knochenszintigramm zu machen.

^{99m}Tc-MDP ist, vor allem durch die Untersuchungen von Subramanian et al. (68), als gut nierengängig bekannt. An Menschen und Beagle-Hunden wurde beobachtet, daß die Ausscheidung hauptsächlich über die Niere erfolgt, wobei bis heute unklar ist, ob ^{99m}Tc-MDP glomerulär filtriert bzw. sezerniert wird oder beides (26). Nach Bühler (13) vermutet man jedoch, daß ^{99m}Tc-MDP einer glomerulär filtrierten Substanz entspricht. Subramanian et al. (68) geben an, daß ca. 40 % des injizierten ^{99m}Tc-MDP in der ersten Stunde, bis über 50 % nach zwei Stunden über die

Niere ausgeschieden werden. Andere Autoren nennen 20 - 30 % bis 2 - 3 Stunden nach i. v. Applikation (39).

Glass et al. (26) verglichen die Zeit bis zum Erreichen des Maximums im Nierenfunktionsszintigramm von ^{131}J-Hippuran mit der von ^{99m}Tc-MDP.

Substanz	Zeit bis zum Erreichen des Maximums
^{99m}Tc-MDP	3,9 ± 0,3 min
^{131}J-Hippuran	3,6 ± 0,2 min

Tabelle 2: Zeit bis zum Maximum (nach Glass et al.).

Glass et al. folgern daraus, daß sich ^{99m}Tc-MDP mit der eingeführten Nierensubstanz ^{131}J-Hippuran vergleichen läßt.

Obwohl über den Zusammenhang zwischen ^{99m}Tc-MDP Aufnahme in den Knochen und Nierenausscheigung bis heute wenig bekannt ist, läßt sich die Verwendung von ^{99m}Tc-MDP zur Darstellung der Ureterperistaltik vertreten. Nach Müller-Schauenburg (52) ist die Peristaltikerkennbarkeit proportional zur Tracerdosis. Bei der Verwendung von ^{123}J-Hippuran werden 300 - 600 µCi injiziert, bei ^{99m}Tc-DTPA 2 - 6 mCi und bei ^{99m}Tc-MDP 10 - 15 mCi.

Die nachstehende Tabelle 3 gibt für die übliche Tracerdosierung die Strahlenbelastung an.

	^{123}J-Hippuran 1)	^{99m}Tc-DTPA 2)	^{99m}Tc-MDP 3) 4)
verabreichte Dosis	500 µCi	5 mCi	10 mCi
Ganzkörper	5 mrad	100 mrad	70 mrad 80 mrad
Niere	15 mrad	200 mrad	310 mrad 160 mrad
Blasenwand	500 mrad	2 - 3 rad	4,4 rad 1,2 rad
Gonaden	15 mrad (Ovarien)	50 - 100 mrad	120 mrad 90 mrad (Testes)

nach: 1. Baker et al. 1976 (3)
2. Hine and Johnston 1970 (32)
3. Subramanian et al. 1975 (68)
4. O'Reilly et al. 1979 (56)

3.4. Grundlagen der Peristaltikbilderstellung

Die Methode zur Darstellung der Ureterperistaltik, das Ureterkinetogramm (UKG), wurde 1978 von Müller-Schauenburg (51) entwickelt. Der Grundgedanke ist die Darstellung einer sich rasch ändernden Aktivität über einem sich langsam ändernden Untergrund. Für die Ureterperistaltik bedeutet dies, die Aktivität der radioaktiven Harnspindel über einer Untergrundaktivität, die durch die Verteilung von ^{99m}Tc-MDP in den verschiedenen Körperkompartimenten bestimmt wird.

3.4.1. Hilfsmittel Nierenfunktionsszintigramm

Bei der Untersuchung wurden die gezählten Impulse über den Rechner auf Magnetplatte in 480 Bilder zu je 2,5 sec abgespeichert. Die Auswertung beginnt mit einer Verarbeitung wie beim routinemäßigen Nierenfunktionsszintigramm.

Voraussetzung für eine Sichtbarkeit der Ureterperistaltik ist, daß genügend der injizierten Radioaktivität in die Niere gelangt und ein ausreichender Abfluß aus der Niere vorhanden ist. Wichtige Hinweise hierfür lassen sich den Zeit-Aktivitätskurven von Nieren und Harnblase entnehmen.

Ein während der 1. und 2,5. Minute speziell berechneter Funktionsanstieg der Nierenkurven ermöglicht eine Abschätzung des Aktivitätseinstroms in die Niere. Die Lage des Nierenkurvenmaximums und der weitere Verlauf der Nierenfunktionskurven geben zusätzlich Auskunft über Nierenfunktion und Abflußverhältnisse (Abb. 3).

Die günstigsten Bedingungen für die Peristaltikbilderstellung bestehen verständlicherweise in dem Zeitraum des größten Aktivitätsdurchtritts durch den Ureter, der mit dem steilsten Abfall der Nierenkurve und dem größten Aktivitätsanstieg der Blasenkurve einhergeht.

3.4.2. Darstellung des Ureters im Summenbild

Die Auswertung der Peristaltik erfolgt für jeden Ureter getrennt. Jetzt werden die Bilder im

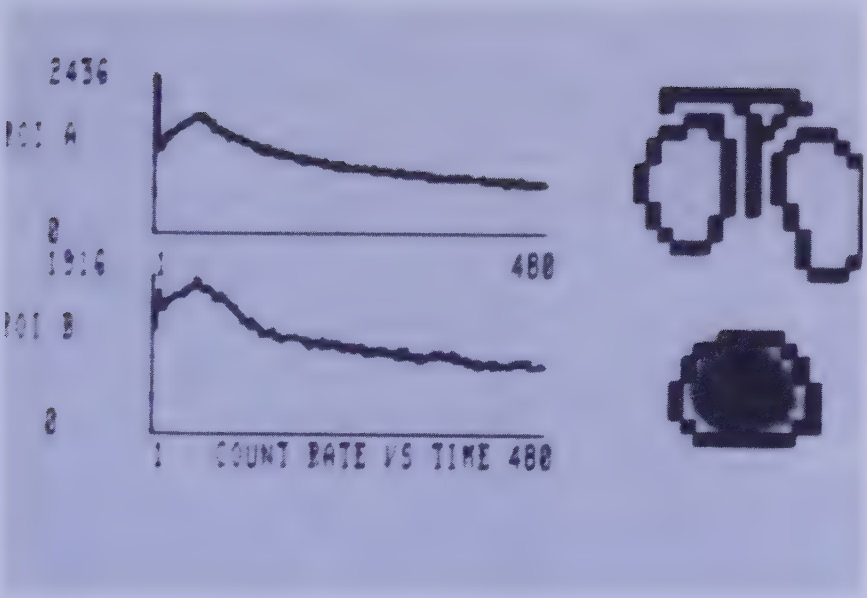


Abb. 3: Zeigt die Zeit-Aktivitätskurven der linken (ROI A) und der rechten (ROI B) Niere. Das Maximum wird in beiden Nieren nach 2,5 min erreicht.

Zeitintervall des steilsten Aktivitätsabfalles in der Niere und des größten Anstiegs in der Blase aufaddiert; wenn möglich für beide Seiten das gleiche Intervall. Dadurch erhält man in vielen Fällen eine Darstellung des Ureters, die durch Schwellenveränderung noch verdeutlicht werden kann.

3.4.3. ROI-Bilderstellung

Im Anschluß wird der Ureter im Summenbild (bei nicht ausreichender Darstellung unter Zuhilfenahme der rechnerunabhängigen Sequenzszintigramme, die bei der Datenaufnahme gemacht wurden) mit einer Serie von 7 sog. regulären Regions-of-Interest (ROI), die meist gleich groß sind und anstoßend liegen, abgedeckt. Die oberste ROI umfaßt einen Teil des Nierenbeckens, die unterste berührt meist die Harnblase. (s. Abb. 4 rechts im Bild)

3.4.4. Erzeugung des Peristaltikbildes

Dann werden Zeit-Aktivitätskurven jeder ROI berechnet. Man erhält eine unübersichtliche ROI-Kurvenserie (Abb. 4). Diese Aktivitätsverteilung wird nun in eine Bildmatrix umgesetzt.

Grundelement des UKG ist die Darstellung der Impulszahl einer ROI in Abhängigkeit zur Zeit in einer 64 x 64 Bildmatrix. In x-Richtung erfolgt die Bild- bzw. Zeitauflösung. Jeder Zelle entspricht ein Bildpunkt, und der entspricht 2,5 sec. In y-Richtung erfolgt die Ortsauflösung längs des Ureters.

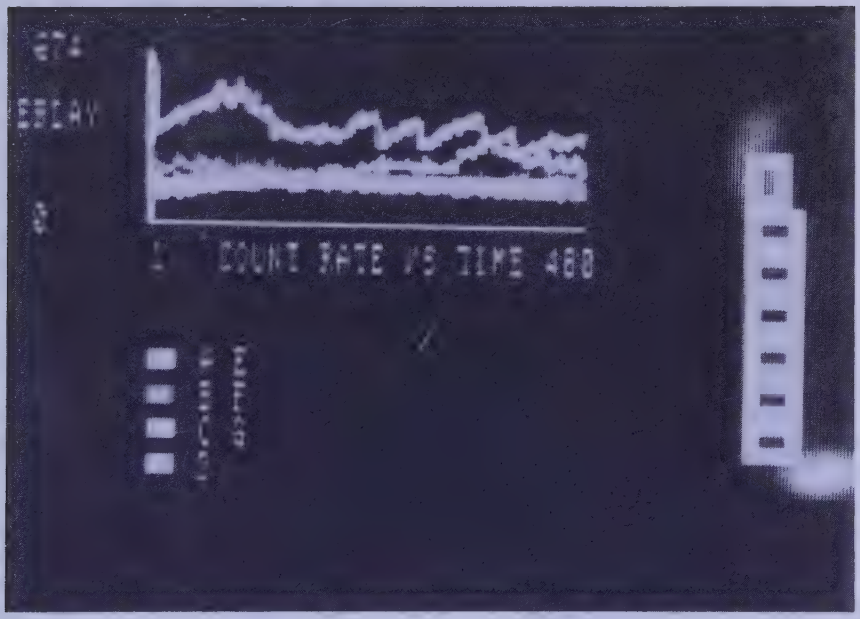


Abb. 4: Zeigt die Zeit-Aktivitätskurven der 7 Ureter-ROIs (rechts im Bild). Beachte die Unübersichtlichkeit durch teilweise Überlagerung.

Es werden nun jeweils 60 Bildpunkte einer ROI-Kurvenserie genommen und in einen Matrixteil gesteckt. Die letzten 4 Zellen jeder Zeile bleiben leer. Jeder Matrixteil umfaßt soviele Zeilen, wie es gesetzte ROIs gibt. So werden mit 480 Bildpunkten 8 Matrixteile gefüllt, je 7 Zeilen, jede zu 60 Bildpunkten, und jeweils durch eine Leerzeile getrennt. Die 480 Bildpunkte entsprechen einem Beobachtungsintervall von 20 Minuten.

Abb. 5 veranschaulicht das Füllen der Bildmatrix. Zuerst erkennt man eine hohe Aktivität in Region A (Nierenbecken). Dann wird eine Spindel ausgelöst; sie erscheint zum Zeitpunkt t_1 in Region B, zum Zeitpunkt t_2 ist die Aktivitätsspitze der Harnspindel in Region C usw. bis zur Region G, die blasennahe Region.

In der Nierenbecken-ROI läßt sich nach dem Abgang einer Spindel ein starker Aktivitätsabfall beobachten; anschließend eine langsame Zunahme der Aktivität durch die Auffüllung des Nierenbeckens. Die ablaufende Harnspindel erkennt man als schräge Linie mit hoher Aktivität. Dieser folgt eine oft erkennbare Linie verminderter Aktivität als Ausdruck der Ureterkontraktion proximal der Harnspindel.

Die gezählten Impulswerte werden in Intensitäten ausgedrückt. Auf dem Sichtschirm werden sie in abgestufter Helligkeit einer Farbtones (grün) dargestellt.

Die Sichtbarkeit der Spindeln wird stark beeinflußt durch das Setzen von Schwellen, d. h. Ein-

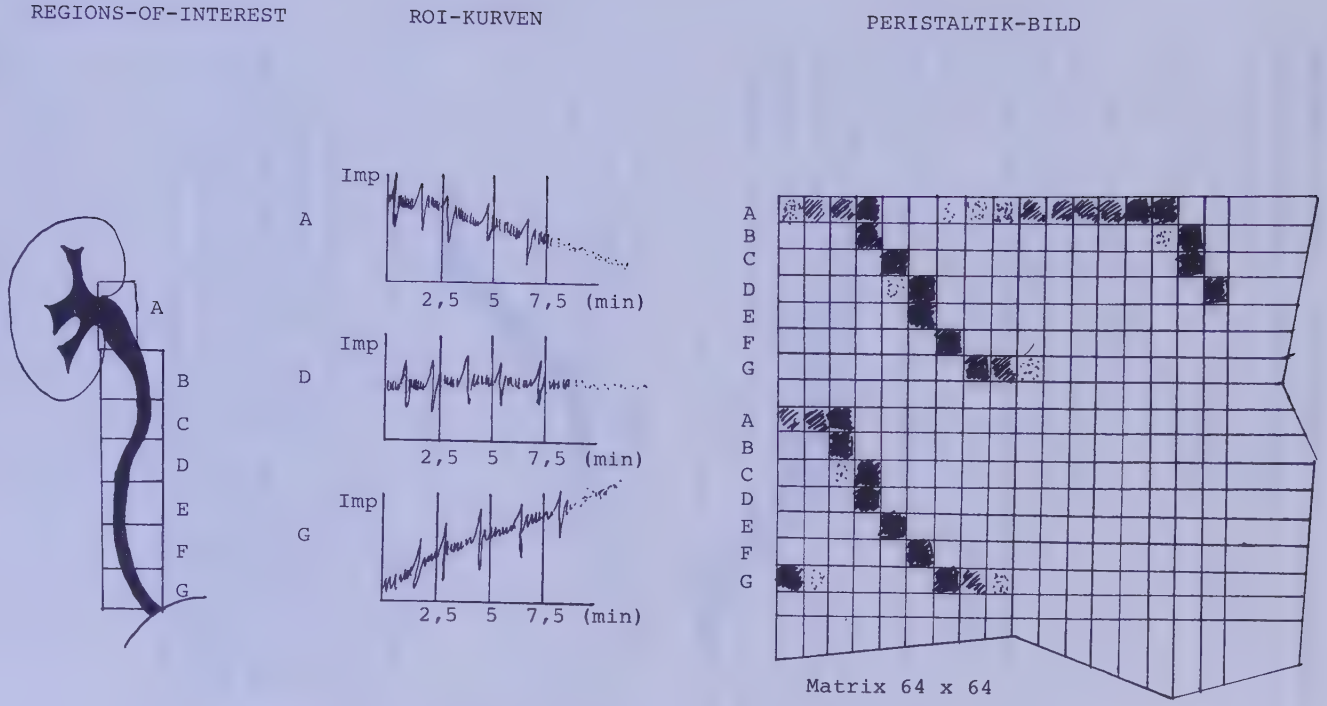


Abb. 5: Schema zur Peristaltikbilderstellung (nach Müller-Schauenburg (52)). Die Erläuterungen sind dem Text zu entnehmen.

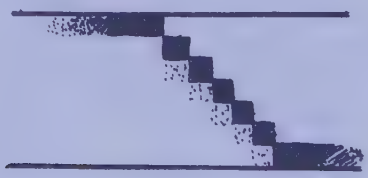
schränkung der Intensitätsaufsplitterung, und durch die Art der Untergrundsubtraktion, was in 4.1. bis 4.6. aufgezeigt wird. Die erhaltenen Peristaltikbilder wurden auf Röntgenfilm dokumentiert.

4. ERZEUGUNGS- UND DARSTELLUNGSVARIATIONEN UND ERGEBNISSE

4.1. Bewegungsmuster im matrix-synoptischen Bild (MS-Bild)

Bevor mit der eigentlichen Beschreibung der Darstellungsvariationen und ihrer Ergebnisse begonnen wird, soll kurz gezeigt werden, an welchen Bewegungsmustern die Methodik der Peristaltikbilderzeugung überprüft wurde.

4.1.1. Die normale Spindel



- Schräge Linie erhöhter Aktivität gefolgt von einer Linie verminderter Aktivität
- Aktivitätsabfall in der Nierenbecken-ROI
- evt. Aktivitätsanstieg in der Blasen-ROI
- abfallende Tendenz in der Nierenkurve bei ansteigender in der Blasenkurve.

Aus dem Peristaltikbild können Geschwindigkeit,

die konstant ist, und die Frequenz der Spindeln berechnet werden.

4.1.2. Anfangskonus

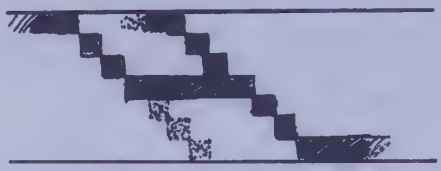
Das allmähliche Auffüllen von Nierenbecken und oberstem Ureterabschnitt wurde in 2.2.2. beschrieben. Im MS-Bild zeigt sich der Anfangskonus als erhöhte Aktivität mit ansteigender Tendenz im Nierenbecken und in den anschließenden Regions, bis eine peristaltische Welle diesen Anfangskonus ausmelkt; somit eine kräftige Spindel blasenwärts wandert.

Der Anfangskonus ist auch im 120-sec-Sequenzszintigramm sichtbar, wobei zu unterscheiden ist, ob eine konstante Ureterdilatation vorliegt. Während der Untersuchung,ist die Ausbildung eines Anfangskonus am Oszilloskopschirm zu verfolgen.

4.1.3. Das Depot

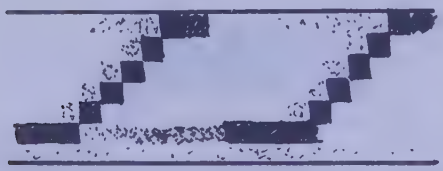
Hierbei handelt es sich um eine lokale Uretererweiterung, deren Füllungsgrad sich durch ablaufende Harnspindeln ändert. Das Peristaltikbild zeigt in einer bestimmten ROI erhöhte Aktivität, die auch nach Abgang einer Spindel noch sichtbar

ist, evt. mit veränderter Intensität.



Diese Stelle kann durch das 120-sec-Sequenzszintigramm belegt werden.

4.1.4. Retroperistaltik



- Eine schräge Linie erhöhter Aktivität in entgegengesetzter Richtung zur normalen Spindel,
- gefolgt von einer schrägen Linie verminderter Aktivität, als Zeichen der Ureterkontraktion distal von der Harnspindel
- Anstieg der Aktivität im Nierenbecken nach der Retroperistaltik.

Dieses Bewegungsphänomen ist sehr kritisch zu betrachten, wie Müller-Schauenburg (52) empfiehlt. Daher wird gefordert, daß die Retroperistaltik mehrmals auftritt. Gleichzeitig soll in den Sequenzszintigrammen nach Ursachen (Obstruktion, Depot) gefandet werden, und die Nierenkurve sollte zu dieser Zeit keinen deutlichen Abfall zeigen.

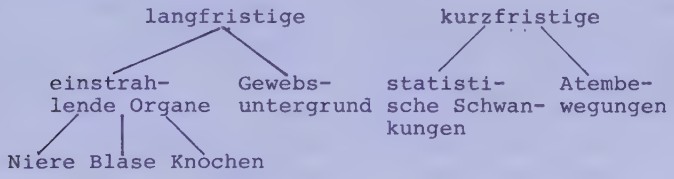
Abschließend soll betont werden, daß das Peristaltikbild nicht isoliert betrachtet werden darf. Vielmehr muß in die Beurteilung die Information aus den Nieren- bzw. Blasenkurvenveränderungen und aus den Sequenzszintigrammen mit einbezogen werden (52).

4.2. Betrachtungen zum Untergrund

Wie bereits erwähnt, ist das Grundelement des UKGs die Darstellung rasch auftretender Aktivitätsspitzen über einem sich langsam ändernden Untergrund.

4.2.1. Differenzierung der Untergrundänderung

Man unterscheidet zwischen langfristigen und kurzfristigen Änderungen der Untergrundaktivität.



Langfristige Aktivitätsänderungen des Untergrundes sind einmal durch das zwischen Ureter und Kamerafeld gelegene Gewebe bedingt. Zum anderen werden vor allem einzelne Ureter-ROIs durch einstrahlende Aktivität benachbarter Organe beeinflußt. Hier sind besonders nieren- und blasennahe Regions betroffen. Bei der Verwendung von ^{99m}Tc-MDP kann sich eine hohe Untergrundaktivität in

einzelnen Ureter-ROIs durch darunterliegendes, gut speicherndes Knochengewebe, wie z. B. Iliosakralgelenke oder früh speichernde Knochenmetastasen, ergeben. Hilfreiche Hinweise liefern hier, die bei der Patientenaufnahme angefertigten Sequenzszintigramme.

Eben diese Einstrahlung aus benachbarten Organen in einzelne Ureter-ROIs ist für einen Trend verantwortlich, der sich in den ROI-Kurven nieren- und blasennaher Regions besonders deutlich erkennen läßt. Durch den Aktivitätsabfluß aus den Nieren zeigen die nierennahen ROIs einen fallenden, durch allmähliche Aktivitätszunahme in der Harnblase die blasennahen Regions einen steigenden Trend. Dieser Trend hat seine Bedeutung besonders bei der Untergrundsubtraktion, wie in 4.3. bis 4.5. gezeigt wird.

Kurzfristige Aktivitätsänderungen treten als sogenannte statistische Schwankungen auf. Zur Verdeutlichung zeigt Abb. 6 die Impulsverteilung in einer ROI für ein 2,5-Minuten-Zeitintervall.

4.2.2. Unterscheidung zwischen Spindelimpulsen und statistischen Schwankungen

Ein Problem bei der Erzeugung des Peristaltikbildes ist die Unterscheidung zwischen Spindelaktivitätsspitzen und statistischen Schwankungen. Dieser Zusammenhang wird in der Impulsstatistik mit den Begriffen "Signal" und "Rauschen" aufgezeigt. (Näheres dazu siehe Müller-Schauenburg (52).)

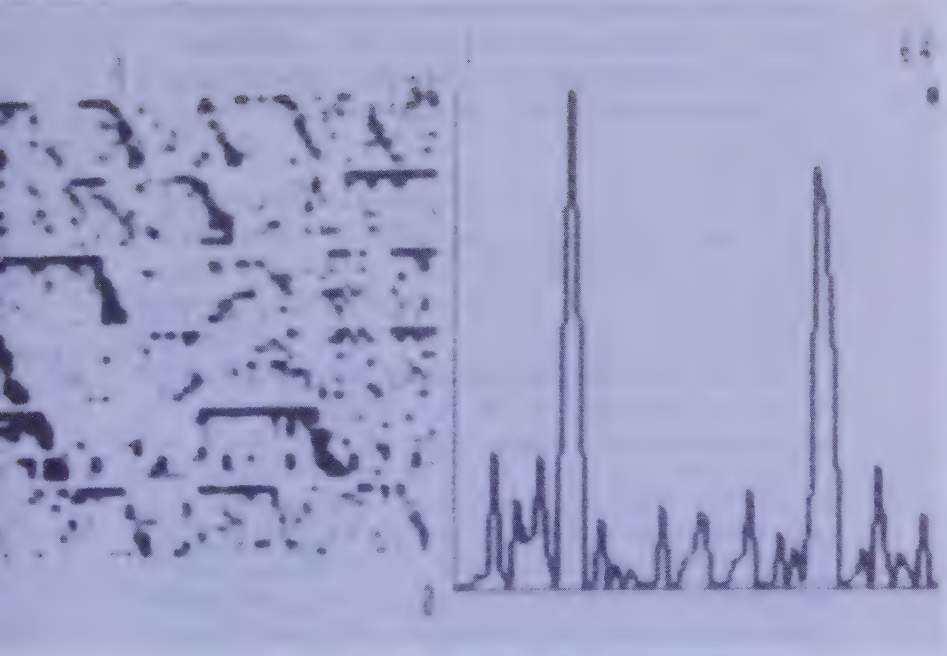


Abb. 6: Der rechte Teil des Bildes zeigt die Zeit-Aktivitätskurve der 6. ROI-Zeile im 5. Matrixsegment. Den beiden Peaks in der Kurve entsprechen die 2 deutlichen Spindeln im 5. Matrixsegment.

Als "Signal" werden die Spindelnettoimpulse einer bestimmten Ureter-ROI zum Zeitpunkt einer Spindelpassage bezeichnet, als "Rauschen" gilt die Standardabweichung einer Impulszahl eines gleichgroßen Untergrundgebietes. Je deutlicher die Spindelimpulse von der Höhe der Untergrundaktivität abheben, desto größer der Signal-Rausch-Quotient und besser die Darstellung. Zur Abhängigkeit der statistischen Untergrundschwankungen von der ROI-Größe und vom Zeitraster siehe 4.7. und 4.8..

4.3. Mittelwertsubtraktion

4.3.1. Beschreibung

Bei der Untersuchung zur Ureterperistaltik wurde von jedem Ureter ein mittelwert- und ein minimumsubtrahiertes MS-Bild erzeugt.

Bei der Mittelwertsubtraktion wird routinemäßig von jeder halben Matrixzeile (30 Zellen = 75 sec im Originalzeitraster) der Mittelwert aus dem entsprechenden ROI-Kurvensegment gebildet und subtrahiert. Die subtrahierten Mittelwerte jeder Zeile werden in Zelle 63 und 64 eingetragen. Grund für diese Zeilenteilung ist der in Abschnitt 4.2.1. angesprochene Untergrundtrend. Durch die Zeilenhalbierung soll vermieden werden, daß bei fallendem Untergrundtrend am Zeilenende, bei steigendem Trend am Zeilenanfang, Spindeln wegsubtrahiert werden. Der Informationsverlust durch Subtraktion eines konstanten Un-

tergrundwertes in einer Matrixzeile würde sich also besonders in nieren- und blasennahen Regions auswirken.

4.3.2. Ergebnis

Durch die Subtraktion unterschiedlicher Untergrundwerte innerhalb einer Zeile, wird die Bild-Kontinuität unterbrochen, es entstehen Sprünge in der Zeile.

Bei einer Zeilenhalbierung sieht man diesen Sprung in der Zeilenmitte recht deutlich, jedoch zeigt sich im Vergleich mit anderen Zeilenteilungen (3-fache, 4-fache), daß durch Zeilenhalbierung einerseits ausreichend dem Informationsverlust durch den Untergrundtrend begegnet wird, und daß andererseits die Peristaltikerkennbarkeit durch den Einschnitt in Zeilenmitte nicht sehr beeinträchtigt wird.

Durch eine stärkere Verkürzung des Zeitintervalls, in welchem der Mittelwert berechnet und subtrahiert wird, wirkt das Bild kontinuierlicher. (Die subtrahierten Mittelwerte in benachbarten Zeilenabschnitten unterscheiden sich nur gering.) Andererseits werden Informationen wie Trend, Auffüllung eines Anfangskonus oder Depots gänzlich eliminiert. Als Endpunkt dieser Tendenz, kann man die Subtraktion eines gleitenden Untergrundwertes ansehen, die noch zu besprechen sein wird (s. 4.5.).

Abb. 7:
Mittelwertsubtrahiertes MS-Bild mit Zeilenhalbierung. Fast in jedem Matrixsegment sind Spindeln sichtbar. Anfangskonus am Beginn des 7. Matrixsegmentes, Auffüllung im Nierenbecken Anfang des 5. und Mitte des 7. Matrixsegmentes.

Abb. 8:
Mittelwertsubtrahiertes MS-Bild mit 12-facher ROI-Zeilenteilung. Im Vergleich zu Abb. 7 fällt auf, daß langsame Bewegungsvorgänge, wie Auffüllung des Nierenbekkens, nicht dargestellt werden.

Es muß noch einmal betont werden, daß die Mittelwerte für jedes Zeilensegment getrennt berechnet werden. Entsprechend unterschiedlich sind natürlich auch die subtrahierten Mittelwerte der übereinanderliegenden Ureter-ROIs. Es wäre also denkbar, daß dieselbe blasenwärts wandernde Spindel in den einzelnen Zeilen, je nach subtrahierten Mittelwert, mit unterschiedlicher Intensität dargestellt wird. Um dies auszugleichen, werden zusätzlich Schwellen eingeführt, auf die in Abschnitt 4.6.2. näher eingegangen wird.

Die Mittelwertsubtraktion dient vor allem der Kontrastverstärkung.

4.4. Minimumsubtraktion

4.4.1. Beschreibung

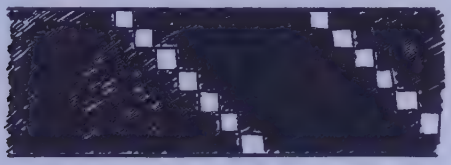
Wie der Name sagt, wird bei dieser Untergrundsubtraktion das Minimum jeder ROI-Zeile abgezogen. Im Gegensatz zur Mittelwertsubtraktion wird hier keine Zelle auf Null gesetzt. Der Einfluß des Untergrundtrends kann hierbei vernachläßigt werden. Man berechnet und subtrahiert daher in jeder Matrixzeile (d. h. in jedem 2,5 Minuten-Intervall) nur einen Minimumwert, welcher in Bildzelle 64 dargestellt wird (Abb. 9).

4.4.2. Ergebnis

Das Bild wirkt kontrastärmer. Andererseits werden zufällige Bildmuster, wie sie im mittelwertsub-

Abb. 9: Minimumsubtrahiertes Peristaltikbild. Deutliche Auffüllung des Nierenbeckens und anschließende Entleerung durch eine kräftige Spindel (3., 5. und 6. Matrixsegment). Anfangskonus über mindestens 2 Ureter-ROIs Anfang des 7. Matrixsegmentes.

trahierten Bild möglich sind, unwahrscheinlicher. Besonders geeignet ist die Minimumsubtraktion zur Abbildung von Depot und Anfangskonus, besonders auch zur Darstellung sog. "Schnürwellen" beim Megaureter. Die Einschnürungen des Megaureters zeigen sich im Peristaltikbild als schräge Linien von geringer Aktivität.



4.5. Gleitender Untergrund

Auf die Bedeutung des Untergrundtrends, speziell bei der Mittelwertsubtraktion, wurde bereits eingegangen. Einerseits stellt der Trend selbst bereits eine Information dar, andererseits ist er für Informationsverluste verantwortlich, wenn beispielsweise bei einem starken Trend Spindelmaxima unter dem subtrahierten Mittelwert liegen und dadurch eliminiert werden. Um vor allem diese Informationsverluste, die in erster Linie bei der Mittelwertsubtraktion auftreten, zu verhindern, wurde der "gleitende Untergrund" eingeführt. Es wurde mit folgendem Programm (s. Anhang) gearbeitet.

4.5.1. Beschreibung des Programms

4.5.1.1. Kurvenvorverarbeitung

Die Zeit-Aktivitätskurven jeder einzelnen Ureter-Region wurden mit einem allgemeinen Kurvenmanipulationsprogramm bearbeitet. Hierbei wird zunächst eine 3-fache 9-Punkte-Glättung durchgeführt (Abb. 10). Die damit erhaltene Kurve wird mit einem Faktor < 1 multipliziert. Als Faktor wurde 0,81 und 0,9 gewählt, wobei sich kein sichtbarer Unterschied im MS-Bild zeigte. Man erhält eine dem Trend der Originalkurve angepaßte, geglättete Kurve, die darunter liegt (Abb. 11). Dann wird die geglättete Kurve von der Originalkurve subtrahiert. Der Faktor, mit welchem die geglättete Kurve multipliziert wird, sollte so gewählt werden, daß durch die anschließende Subtraktion nach Möglichkeit kein Originalkurvenpunkt wegfällt. Der Faktor 0,81 erfüllte diese Bedingungen.

Die nach der Subtraktion resultierende Kurve zeigt jetzt keinen Trend mehr. Ihre Werte streuen abszissennah um eine Parallele zur x-Achse (Abb. 12).

4.5.1.2. Einschleusung der vorverarbeiteten Kurven in die Standardauswertung

Hat man sämtliche ROI-Kurven so bearbeitet, läßt man sich mit diesen Aktivitätswerten im Fortran-Programm das MS-Bild erzeugen. Nach der so durchgeführten Vorverarbeitung sollte auf eine Mittelwertsubtraktion zur Kontrastverstärkung verzichtet werden. Der Effekt, den man durch Multiplikation

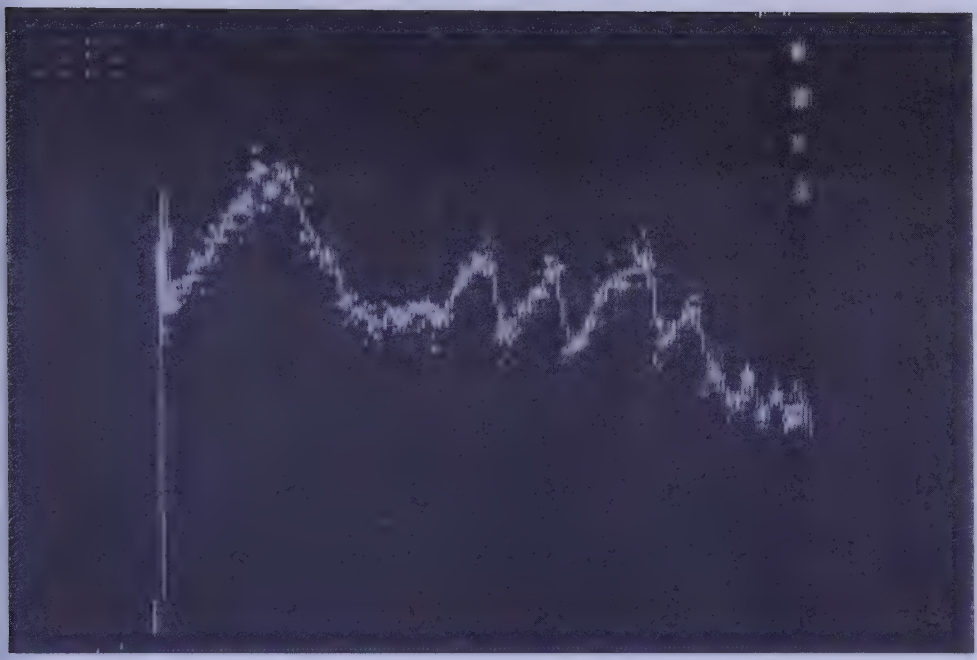


Abb. 10: Zeit-Aktivitätskurven einer nierennahen Ureter-ROI (fallender Trend). 1 Originalkurve und 3 Kurven, jeweils nach einer 9-Punkte-Glättung.

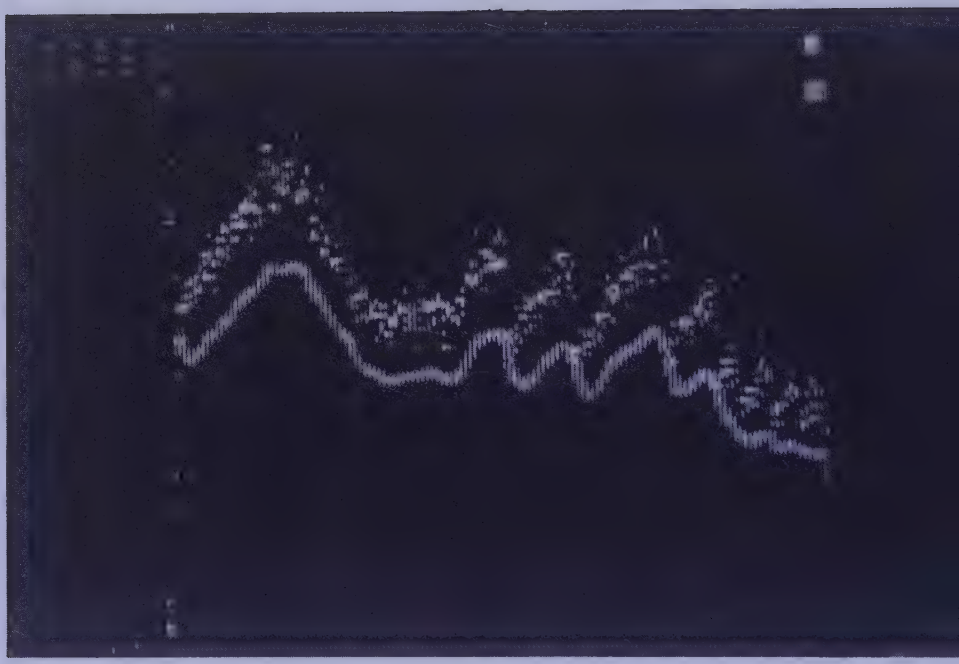


Abb. 11: Original-Zeitaktivitätskurve, darunter die geglättete Kurve multipliziert mit dem Faktor 0,81.

Abb. 12: Die Zeit-Aktivitätskurve nach Subtraktion der Kurven in Abb. 11 zeigt einen deutlich geringeren fallenden Trend, als die Kurve in Abb. 10.

der geglätteten Kurve mit einem Faktor < 1 erzielt hat, wird durch eine Mittelwertsubtraktion wieder zu Nichte gemacht. Viele Kurvenpunkte fallen heraus, das Risiko zufälliger Bildmuster erhöht sich. Möchte man dennoch eine Mittelwertsubtraktion durch-

führen, so ist durch Beseitigung des Untergrundtrends eine Zeilenhalbierung natürlich unnötig. Die Minimumsubtraktion zeigt in der Regel keinen Effekt, da die Minima der vorverarbeiteten Zeit-Aktivitätskurven (durch Wahl des Faktors 0,81) praktisch immer auf der x-Achse liegen, die pro Matrixzeile zu subtrahierenden Minimumwerte also in der Regel = 0 sind.

4.5.2. Ergebnis

Bei der Verwendung einer gleitenden Untergrundwertes besteht die Gefahr, langsame Bewegungsphänomene herauszufiltrieren. Insofern würde sich zur Informationsergänzung die Darstellung neben dem entsprechenden minimumsubtrahierten Peristaltikbild anbieten.

Die Verbesserung der Spindelerkennbarkeit im MS-Bild durch einen gleitenden Untergrundwert, statt eines konstanten (Mittelwert, Minimum) zeigt Abb. 13. Der Vergleich mit dem minimumsubtrahierten Bild (Abb. 9) zeigt eine qualitative Verbesserung, jedoch keine zusätzlichen Spindeln.

4.6. Änderung der Intensitätsskalierung

4.6.1. Aktivitätsverteilung in der ROI-Zeile

Wie schon erwähnt, werden die gemessenen Impulse pro Bildzelle mit einer bestimmten Helligkeitsstufe im MS-Bild dargestellt, wobei 16 In-

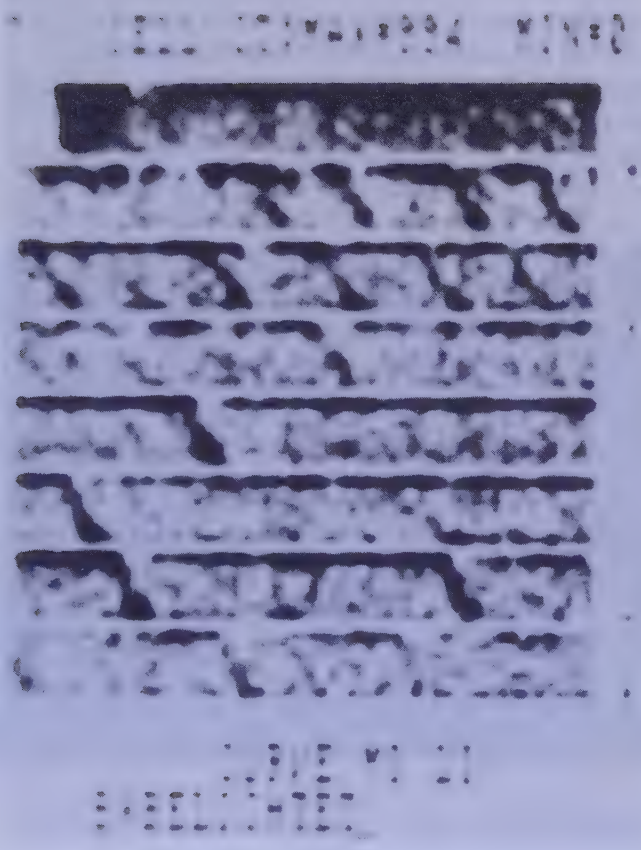


Abb. 13: MS-Bild nach Subtraktion eines gleitenden Untergrundwertes. Im 2. bis 8. Matrixsegment deutliche Spindeln.

tensitätsstufen zur Verfügung stehen.

Läßt man sich die Zeit-Aktivitätskurve einer bestimmten ROI-Zeile des mittelwertsubtrahierten MS-Bildes darstellen, erkennt man Spindelpeaks, Schwankungen des Untergrundes und die Höhe der Aktivität des subtrahierten Mittelwertes in Bildzelle 63 und 64. Der Mittelwert zeigt eine sehr hohe Impulszahl (Zeilenmaximum) im Vergleich zu den bereits mittelwertsubtrahierten Spindelpeaks. Relativ zu den hohen Mittelwerten sind die Unterschiede zwischen Spindelpeaks und Untergrundschwankungen klein (Abb. 14).

Eine andere Verteilung wird sichtbar, wenn man sich die Zeit-Aktivitätskurve einer ROI-Zeile darstellen läßt, ohne die Mittelwerte in Zelle 63 und 64 zu berücksichtigen. Das Impulsmaximum dieser Zeile bildet ein Spindelpeak. Die Impulswerte der Untergrundschwankungen unterscheiden sich deutlich von denen der Spindelpeaks (Abb. 15).

4.6.2. Setzen von Schwellen bei linearer Intensitätsskalierung

4.6.2.1. Beschreibung

Wie bereits in Abschnitt 4.3.2. kurz angesprochen, kann dieselbe blasenwärts wandernde Spindel mit unterschiedlicher Intensität im Peristaltikbild dargestellt werden. Ursache dafür sind die Impulsdichteschwankungen in den einzelnen Matrixzellen zur Zeit der Spindel-

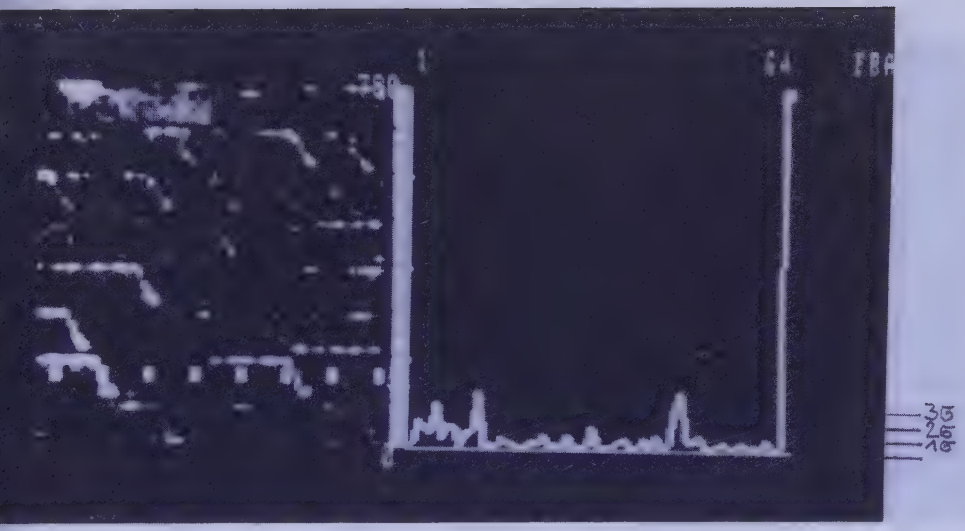


Abb. 14: Zeit-Aktivitätskurve der 3. ROI-Zeile im 7. Matrixsegment. Das Zeilenmaximum von 760 Impulsen wird in Zelle 64 (= subtrahierter Mittelwert der 2. Halbzeile) erreicht. Der Spindelpeak am Ende der Zeile erreicht hingegen nur ungefähr 15 % des Maximums. Der Kurvenverlauf zeigt, daß die Untergrundschwankungen in einem 1 - 2 Sigma-Bereich liegen, die Spindelpeaks knapp über der 3 Sigma-Grenze.

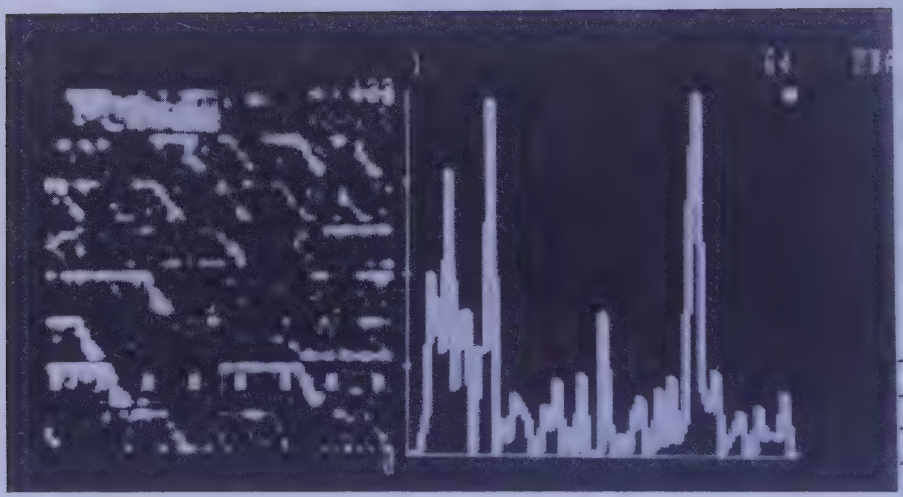


Abb. 15: Dargestellt wird die Zeit-Aktivitätskurve derselben ROI-Zeile wie in Abb. 14 ohne Eintragung der Untergrundwerte. Dies wird durch Transversalverschiebung des MS-Bildes um 2 Bildzellen nach rechts erreicht. Die 2. Spindel stellt mit 122 Impulsen das Maximum dar. Die Untergrundschwankungen liegen im 1 - 3 Sigma-Bereich.

passage. Um die schrägen Spindellinien gleichmäßig hell und mit maximaler Intensität darzustellen, wurden Schwellen eingeführt.

Das heißt, daß die 16 verfügbaren Intensitätsstufen nicht mehr gleichmäßig auf den Aktivitätsbereich zwischen Null und Maximum verteilt werden, sondern nur noch auf das "Fenster" zwischen unterer und oberer Schwelle. Senkt man beispielsweise die obere Schwelle auf 20 % des Impulsmaximums und hebt die untere auf 2 % des Impulsmaximums an, so bedeutet dies, daß die 16 Intensitätsstufen auf einen Bereich von 2 % - 20 % des Impulsmaximums verteilt werden. Sämtliche Werte die darüber liegen werden mit maximaler Intensitätsstufe dargestellt, alle Impulswerte unterhalb der unteren Schranke werden überhaupt nicht dargestellt.

Aus den vorne angestellten Überlegungen zur Impulsverteilung in einer ROI-Zeile, ergeben sich Hinweise auf die Wahl der oberen Schwelle. Man versucht sie so zu legen, daß die Spindelpeaks mit maximaler Intensität dargestellt werden, nicht aber die Untergrundschwankungen.

4.6.2.2. Ergebnis

Abb. 14 macht verständlich, daß man in mittelwertsubtrahierten Peristaltikbildern, in denen die Mittelwerte das Impulsmaximum stellen, die obere Schwelle unter 10 % des Zeilenmaximums absenken muß, um die Spindelpeaks mit größter Intensität abzubilden. Dagegen kann bei nicht dargestellten Mittelwerten am Zeilenende die obere

Schwelle über 30 % des Zeilenmaximums liegen, wie aus Abb. 15 ersichtlich wird.

Auch ist der Bereich, in dem die obere Schwelle variiert werden kann, ohne daß sich an der gleichmäßig maximalen Darstellung der schrägen Spindellinien etwas ändert, wesentlich größer. Es empfiehlt sich daher, zumindest im mittelwertsubtrahierten Peristaltikbild, auf die Darstellung der Mittelwerte in Zelle 63 und 64 zu verzichten.

Betrachtet man die Aktivitätsverteilungen,ist man geneigt, die untere Schwelle so zu setzen, daß die Untergrundschwankungen darunter liegen, und somit nicht dargestellt werden. Die Versuche zeigten allerdings, daß in diesem Aktivitätsbereich auch Harnspindeln mit geringem Aktivitätsgehalt oder mäßig gefüllte intraureterale Depots liegen können, und damit einer Sichtbarkeit entgehen würden. Um diesen Informationsverlust zu umgehen, liegt die untere Schwelle im mittelwertsubtrahierten MS-Bild zwischen 0 und 2 %.

Im minimumsubtrahierten Peristaltikbild ergaben die Untersuchungen, daß die obere Schwelle hier meist zwischen 12 - 15 %, die untere zwischen 1 - 6 % des Impulsmaximums liegt.

Letztendlich erfolgt das Setzen der Schwellen jedoch subjektiv bei Betrachtung des MS-Bildes am Monitor. Es trägt wesentlich zur Sichtbarkeit und Verdeutlichung der Spindelperistaltik bei (52).

4.6.3. Parabolische Intensitätsskalierung

4.6.3.1. Beschreibung

Ziel dieses Programms ist es, durch eine veränderte Intensitätsskalierung die Spindelsichtbarkeit möglicherweise zu verbessern. Die 16 zur Verfügung stehenden Intensitätsstufen sollen jetzt nicht mehr wie im Abschnitt 4.6.2. beschrieben gleichmäßig linear zwischen unterer und oberer Schwelle verteilt werden. Zu diesem Zweck wird mit einem speziellen Programm aus dem Impulswert jeder Bildzelle im MS-Bild die Wurzel berechnet (s. Anhang). Auf diese Wurzelwerte werden jetzt die 16 Intensitätsstufen verteilt. Diese Verteilung wird bei dem Bezug auf die Originalimpulswerte beibehalten.

Zur Veranschaulichung dienen die Kurven 1 bis 3. Kurve 3 zeigt den letztlich resultierenden parabolischen Verlauf (Abb. 16). Aus dem Verlauf dieser Kurve wird deutlich, daß eine geringe Zunahme der Impulswerte im niederen Aktivitätsbereich bereits eine deutliche Intensitätssteigerung bewirkt. Dagegen geht eine Zunahme der Impulswerte im hohen Aktivitätsbereich nur mit einer sehr geringen Intensitätssteigerung einher. Niedrige Impulswerte werden stärker aufgetrennt, hohe Impulswerte zusammengedrängt und wenig differenziert dargestellt.

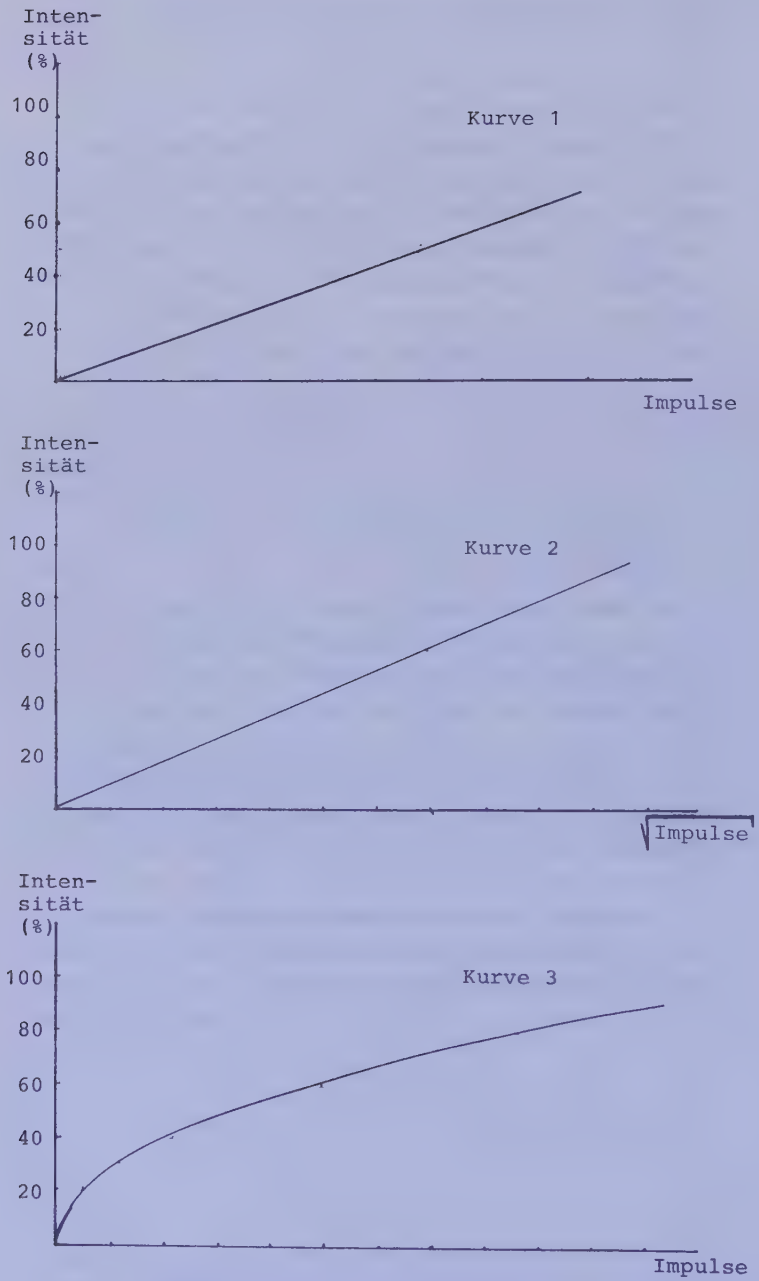


Abb. 16: Entwicklung der parabolischen Intensitäts-skalierung

4.6.3.2. Ergebnis

Im Vergleich zum herkömmlichen MS-Bild (lineare Intensitätsskalierung) zeigt sich, daß bei hohen Schwellen bereits deutlich Spindeln erkennbar sind. Vorher schwach sichtbare Spindeln werden deutlicher abgebildet. Zusätzliche Spindeln sind allerdings nicht zu erkennen.

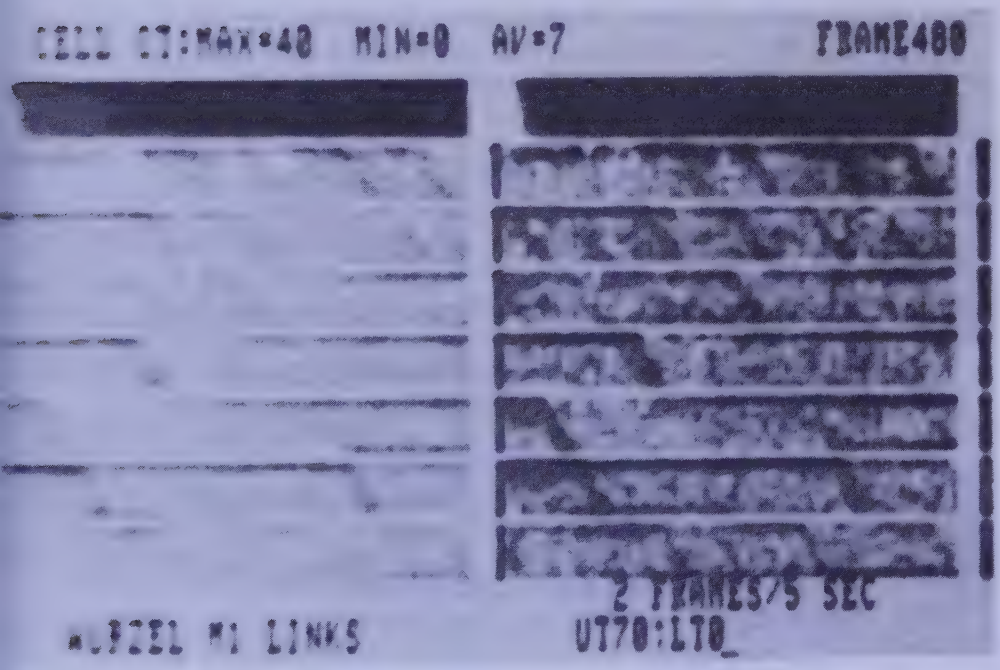


Abb. 17: Minimumsubtrahiertes MS-Bild nach Veränderung der Intensitätsskalierung. Bereits bei einer oberen Schwelle von 100 (linkes Bild) und bei einer von 70 (rechtes Bild) sind deutliche Spindeln sichtbar.

4.7. Räumliche Auflösung des Ureters im MS-Bild

Nach Untergrund und Intensitätsskalierung soll in diesem Abschnitt der Einfluß von Anzahl, Grösse und Anordnung der Ureter-ROIs auf die Peristaltikbildqualität untersucht werden.

4.7.1. Überlegungen und Ergebnisse zur ROI-Anzahl

Bei der Frage, wieviele ROIs man setzen soll, muß man sich einerseits an der Harnleiterphysiologie, andererseits an den Untersuchungsbedingungen, z. B. Zeit pro Bild, Matrixgröße, Rechnerkapazität orientieren.

Eine Harnspindel wandert mit einer nahezu konstanten Geschwindigkeit von ca. 3 cm/sec blasenwärts. Somit braucht die Spindel zum Durchlaufen des Ureters bei einer Länge von etwa 30 cm ungefähr 10 sec. Wie bereits beschrieben enthält die Matrix 64 x 64 Bildpunkte, die Speicherkapazität des Rechners ist mit 480 Bildern ausgelastet.

Legt man auf den Ureter nur eine große Region, verzichtet man auf sämtliche Motilitätsinformationen.

Bei dem verwendeten Zeitraster von 2,5 sec pro Bild und einer Ureterpassagedauer von etwa 10 sec für eine Spindel, bietet sich die Aufteilung des Ureters in 4 gleichgroße Regions an. Man kann einen deutlichen Kontrast zwischen ROI zum Zeitpunkt der Spindelpassage und der übrigen Zeit erwarten. Bei dem verwendeten Zeit-

raster steuert eine Harnspindel ihre Aktivität während eines gesamten 2,5 sec-Bildes zur Impulszahl der Ureter-ROI bei. Zu Beginn des nächsten 2,5 sec-Bildes ist die Harnspindel jedoch bereits in der darunterliegenden ROI. Die gemessene Impulsdichte liegt während des Spindeldurchlaufs in der betreffenden Region also deutlich über der des vorhergehenden bzw. nachfolgenden Bildes. Ungünstig ist jedoch, daß bei der Einsortierung der 480 Bilder die 64 x 64 Matrix nur unvollkommen ausgenutzt wird. Solange durch die beschränkte Speicherkapazität nicht mehr als 480 Bilder festgehalten werden können, verschenkt man also Platz in der Matrix, der durch Wahl einer größeren ROI-Anzahl und dem damit verbundenen Vorteil einer größeren räumlichen Auflösung sinnvoll genutzt werden kann (Abb. 18a und 18b).

Die zur Zeit übliche Verwendung von 7 Ureter-ROIs garantiert - wie bereits beschrieben - eine optimale Ausnutzung der 64 x 64 Bildmatrix. Die im Vergleich höhere räumliche Auflösung gestattet beispielsweise eine genauere Lokalisation von Depots.

Verwendet man mehr als 7 Ureter-ROIs, so muß man sich die nochmals höhere räumliche Auflösung mit einer Verkürzung des Beobachtungsintervalls erkaufen. Ein Matrixsegment besteht dann entsprechend der ROI-Anzahl aus mehr als 7 Zeilen (+ 1 Leerzeile zur Trennung); d. h. es können nicht mehr sämtliche 480 Bilder in die 64 x 64 Matrix eingetragen werden. Man kann sich behelfen, in dem man darauf verzichtet, einen infor-

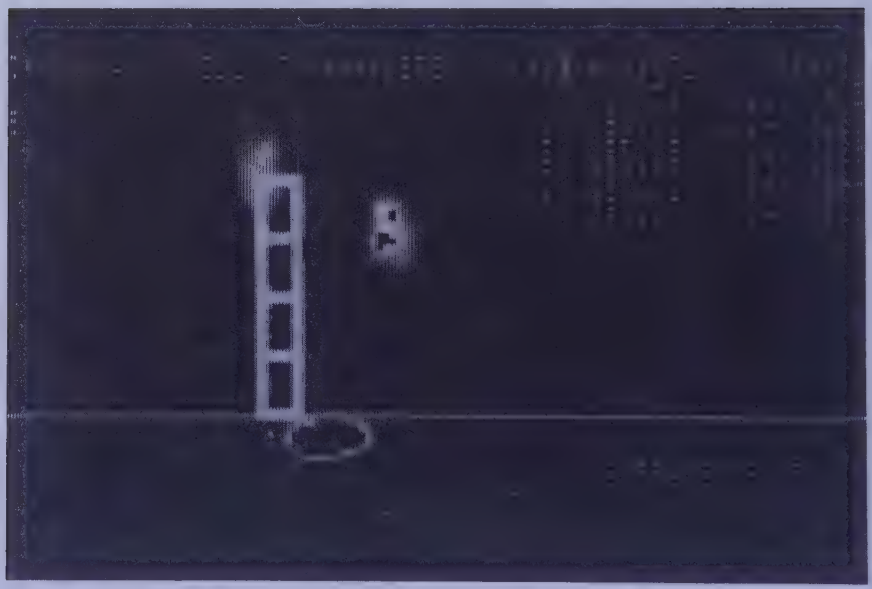


Abb. 18a: Abdeckung des linken Ureters mit
4 Regions-of-Interest.

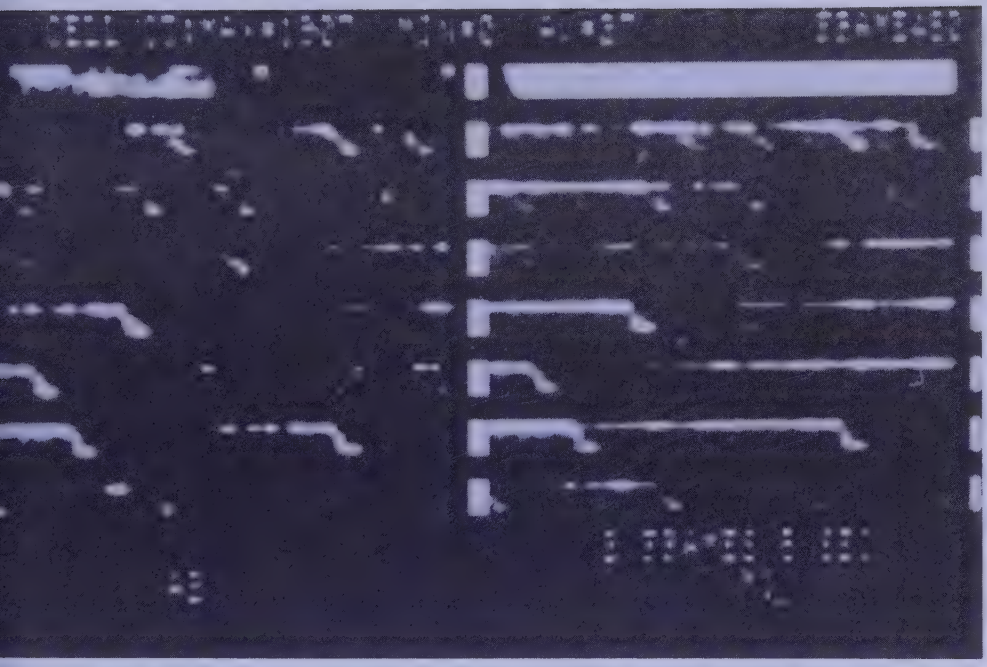


Abb. 18b: Mittelwertsubtrahiertes (links) und minimumsubtrahiertes Peristaltikbild (rechts) bei 4 Ureter-ROIs.

mationsleeren Zeitraum zu Beginn des Beobachtungsintervalls in die Bildmatrix einzutragen. Nach dem MS-Bild mit 7 ROIs und nach den Nierenkurven wird entschieden, auf welchen Zeitabschnitt verzichtet werden kann. Läßt man, beispielsweise, die ersten 60 Bilder weg, müssen nur noch 420 Bilder in die Matrix einsortiert werden. Man kann jetzt 7 jeweils durch eine Leerzeile getrennte 8-zeilige Matrixsegmente unterbringen. Es kann also eine Region mehr gesetzt werden.

Zeigen sich im MS-Bild mit 7 Ureter-ROIs Motilitätsstörungen, wie Retroperistaltik, Stenoseperistaltik oder Depot, kann es hilfreich sein, mehr Regions zu setzen. Mit Hilfe der Sequenzszintigramme versucht man, den Ursprung der Störung im Ureter zu lokalisieren, und diese Stelle anschließend mit mehreren schmalen ROIs abzudecken.

Die hohe räumliche Auflösung liefert zusätzlich Information. Im MS-Bild mit einer größeren Region-Anzahl verläuft die schräge Spindellinie etwas steiler und wirkt stufiger (Abb. 19a und 19b). Jede einzelne Ureter-ROI ist natürlich schmäler. Eine blasenwärts wandernde Spindel wird daher zum gleichen Zeitpunkt stets in mehreren übereinanderliegenden ROIs dargestellt.

Die ROI-Größe hat auch einen Einfluß auf die statistischen Schwankungen des Untergrundes (4.2.2.). Mit zunehmender ROI-Größe steigen die pro 2,5-sec-Bild gemessenen Impulswerte. Damit nehmen auch die absoluten statistischen Schwankungen des Untergrundes, definiert als $\sqrt{n}$

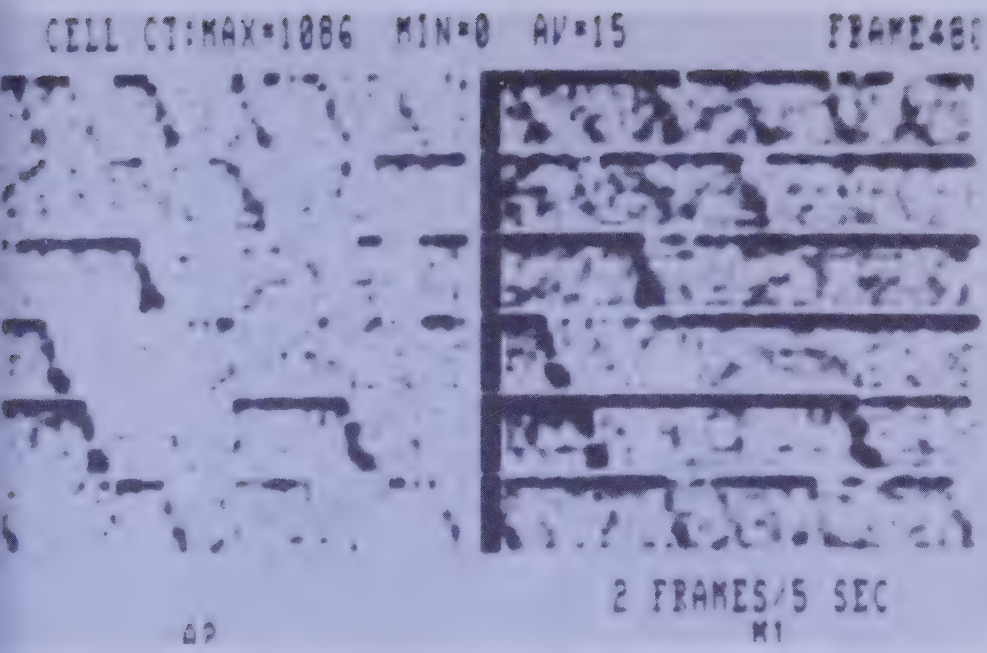


Abb. 19a: MS-Bild bei 9 Ureter-ROIs, daher nur 6 Matrixsegmente. Die schrägen Spindellinien erscheinen stufiger als in Abb. 7 (7 Ureter-ROIs). Schwache Darstellung einer Retroperistaltik im minimumsubtrahierten Bild (rechts) Mitte 2. und Anfang 3. Matrixsegment. Im mittelwertsubtrahierten MS-Bild (links) nicht sichtbar.

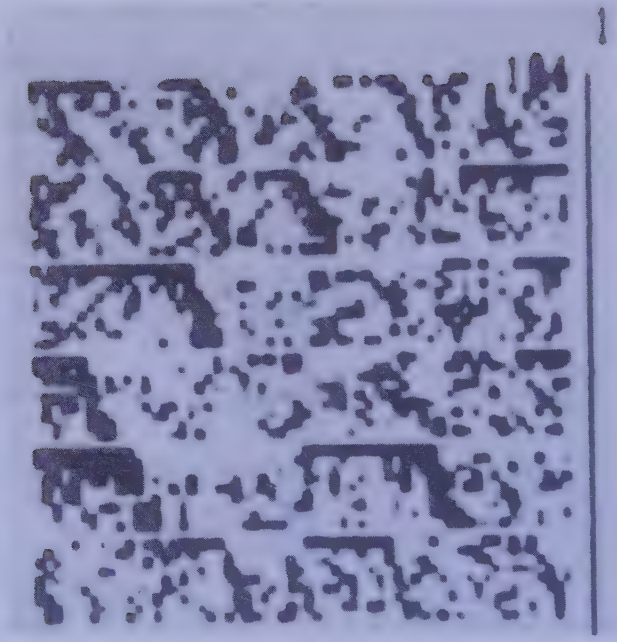


Abb. 19b: Mittelwertsubtrahiertes MS-Bild ohne Darstellung der subtrahierten Mittelwerte in Zelle 63 und 64. Verdeutlichung der Retroperistaltik aus Abb. 19a Mitte des 2. und Anfang des 3. Matrixsegmentes.

(n = Anzahl der Impulse), zu, die relativen statistischen Schwankungen des Untergrundes, definiert als $\sqrt{n}/n$, werden jedoch kleiner.

4.7.2. Überlappende ROIs

4.7.2.1. Beschreibung

In den bisherigen Ausführungen über Anzahl und Größe der Ureter-ROIs wurde stets von etwa gleichgroßen, aneinanderstoßenden Regions ausgegangen. Bei nicht aneinanderstoßenden ROIs fehlt die Information über den nicht abgedeckten Ureter. Die Auswirkungen von sich überlappenden Ureter-ROIs soll im folgenden dargestellt werden.

4.7.2.2. Ergebnisse

Abb. 20b und 21b zeigen die breiter und verwischt erscheinenden schrägen Spindellinien.

Zufällige Aktivitätsspitzen, die bei fehlender Überlagerung der ROIs nur in einer Bildzelle eine hohe Intensität bewirken, werden durch die Überlagerung in mehreren Regions dargestellt. Diese Artefakte können als Spindellinie mißdeutet werden. Die Unabhängigkeit des Informationsgehaltes jeder einzelnen ROI geht durch die Überlagerung verloren.

Die Verwendung von sich überlagernden ROIs ist für die Darstellung der Ureterperistaltik ungeeignet.

Abb. 20a: Der rechte Ureter wurde mit 7 sich überlappenden ROIs abgedeckt.

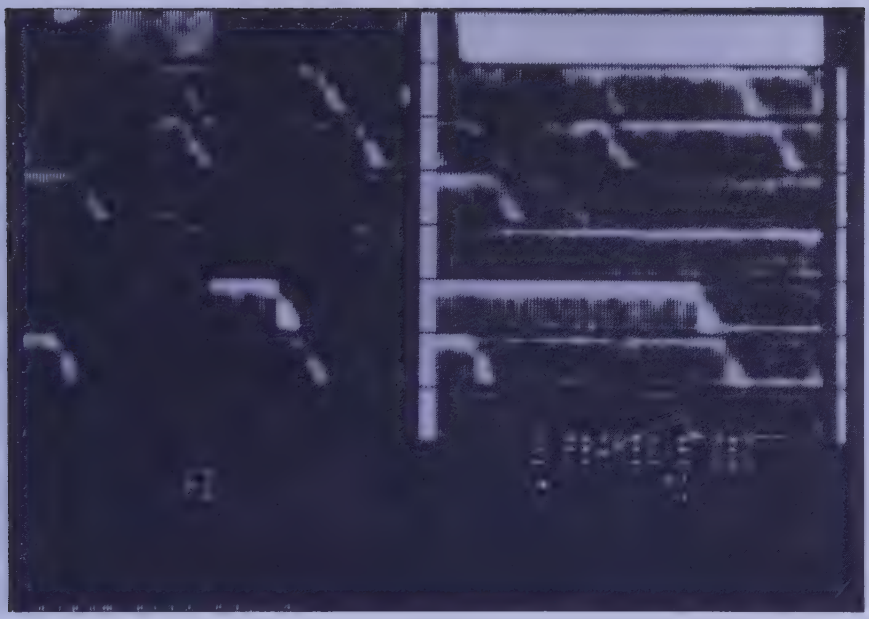


Abb. 20b: Zu Abb. 20a gehörendes Peristaltikbild. Auffällig ist die Verbreiterung der schrägen Spindellinien und die streifigen Ausziehungen in der Nierenbecken- und darunter liegenden Ureter-ROI, besonders im minimumsubtrahierten Bild (rechts) 6. Matrixsegment.

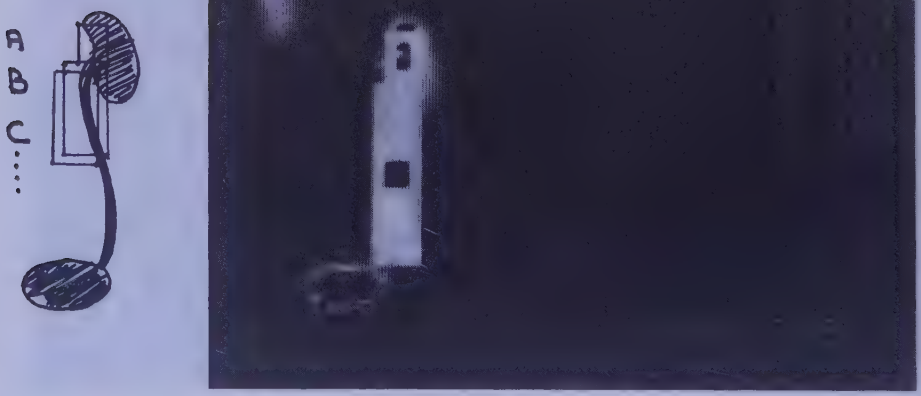


Abb. 21a: Rechter Ureter mit sich noch stärker überlappenden ROIs als in Abb. 20a.

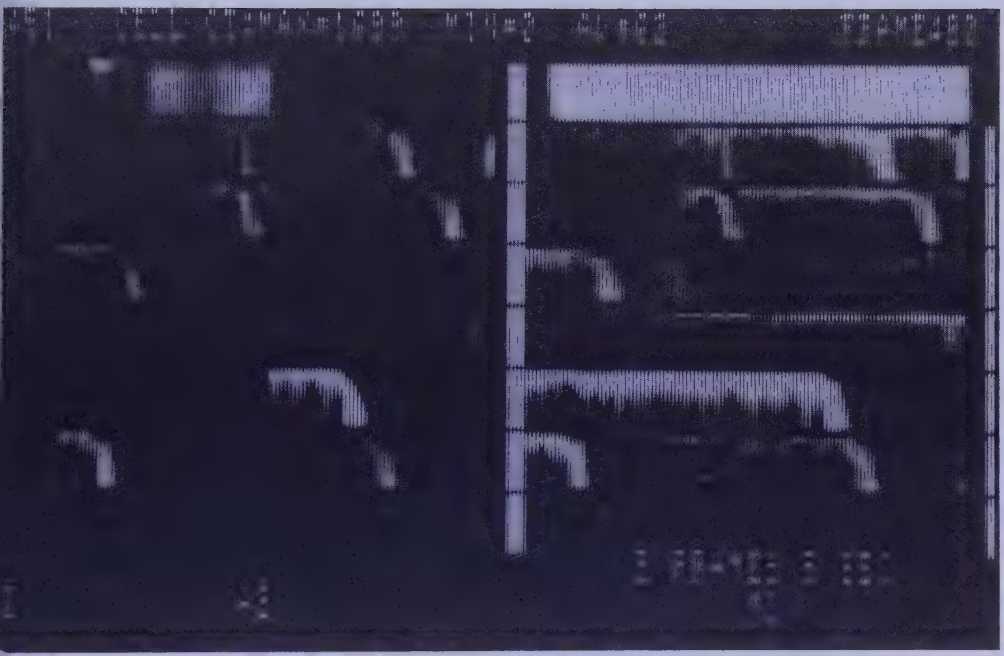


Abb. 21b: Mittelwert- und mimimumsubtrahiertes MS-Bild zu Abb. 21a. Verstärkung der bei Abb. 20b beschriebenen Phänomene.

4.8. Veränderung der zeitlichen Auflösung im Peristaltikbild

4.8.1. Veränderung des Zeitrasters

Um die Einflüsse der zeitlichen Auflösung im Peristaltikbild zu betrachten, wurde neben dem standardmäßigen Zeitraster von 2,5 sec pro Bild, ein 1-sec-Zeitraster gewählt.

Datenaufnahme und Auswertung verliefen wie bei den 2,5-sec-Studien (vgl. 3.4.4.). Man verfügt jedoch bei 480 Bildern nur über eine Beobachtungszeit von 8 Minuten. Dies ist von Nachteil bei Patienten mit verzögertem Abfluß, da in diesen Fällen, während der 8 Minuten kein sichtbarer Durchtritt von Radioaktivität durch den Ureter stattfindet. Daher wurden post injectionem 3 bzw. 4 Aufnahmeserien unmittelbar nacheinander mit je 480 1-sec-Bildern registriert. Dies erfordert eine große Speicherkapazität auf Rechner und Magnetplatte. Aus den angefertigten Nierenkurven holte man sich die Information über die Abflußverhältnisse. Von den Aufnahmeserien mit gutem Nierenabfluß wurden Peristaltikbilder erzeugt.

4.8.2. Ergebnisse

Bei dem verwendeten Zeitraster von 1 sec pro Bild wird der Durchlauf einer Spindel vom Nierenbecken bis zur Harnblase, ca. 10 sec (s. 4.7.1.), jetzt entsprechend in ungefähr 10 Matrixzellen abgebildet, statt in 4 Zellen wie bei einem 2,5-sec-Zeitraster. Die Spindellinie erscheint da-

durch flacher. Auch kann es vorkommen, daß eine Spindel in derselben Ureter-ROI in 2 aufeinanderfolgenden Bildzellen dargestellt wird (Abb. 22a). Die hohe zeitliche Auflösung ermöglicht eine gute Darstellung kurzzeitiger Bewegungsphänomene, wie z. B. Reflux.

4.8.3. Änderung der zeitlichen Auflösung durch Zusammenfassung von Bildpunkten

Abschließend soll versucht werden, die Frage zu beantworten, welches Zeitraster einerseits eine möglichst genaue Beschreibung der Uretermotilität im MS-Bild und andererseits ein ausreichend langes Beobachtungsintervall garantiert. Um nicht zu jedem unterschiedlichen Zeitraster eine eigene Studie aufnehmen zu müssen, die sich durch ihre zwangsläufig unterschiedliche Peristaltikbildqualität doch nur bedingt vergleichen lassen, bedient man sich eines speziellen Rechnerprogramms (s. Anhang).

4.8.3.1. Beschreibung des Programms

Mit Hilfe dieses Rechnerprogramms ist es möglich, jeweils 2, 3, 4, 5, ... n (ganzzahlige Vielfache) der 480 Original-ROI-Kurvenpunkte zu einem neuen Kurvenpunkt zusammenzufassen.

Ausgehend von der 1-sec-Studie mit 480 Punkten pro ROI-Kurve, besteht eine ROI-Kurve also beispielsweise nach Zusammenfassung von 2 Kurvenpunkten aus 240 Bildpunkten (≙ Zeitraster von 2 sec), nach Zu-

sammenfassung von 3 Kurvenpunkten aus 160 Bildpunkten (≙ Zeitraster von 3 sec) usw.. Für die Einsortierung in die Matrix bedeutet dies, daß bei 240 Kurvenpunkten nur noch 4 Matrixsegmente belegt sind, bei 160 nur noch 2 Segmente. Es werden nur ganze Segmente mit 60 Zellen pro Zeile in der Bildmatrix dargestellt. Bei 160 Kurvenpunkten wurde auf die Einsortierung der ersten 40 Punkte verzichtet, die restlichen 120 füllen 2 Matrixsegmente. Ausgehend von derselben 1-sec-Studie wurden durch Zusammenfassung von 2, 3, 4, 5 Bildpunkten gut vergleichbare Studien mit einem Zeitraster von 2, 3, 4, 5 sec pro Bild erzeugt (Abb. 22a - 22e). Durch Komprimierung von 2 bzw. 3 Bildpunkten einer 2,5-sec-Studie ließen sich Zeitraster von 5 bzw. 7,5 sec pro Bild erstellen (Abb. 23a und 23b). Jedes Matrixsegment enthält dann Information über 2 bzw. 3 x 2,5 min. Für die Untergrundsubtraktion müssen die Zeilenabschnitte, über denen der zu subtrahierende Mittelwert bzw. Minimum berechnet werden, verdoppelt bzw. verdreifacht werden.

4.8.3.2. Ergebnisse

Impulsstatistisch wirkt sich eine Verlängerung der Aufnahmezeit pro Bild ähnlich wie eine Vergrößerung der Ureter-Region aus. Die gemessenen Impulse nehmen höhere Werte an, die absoluten statistischen Schwankungen des Untergrundes werden dadurch größer, die relativen jedoch kleiner.

Vergleicht man das Original-Peristaltikbild mit einem Zeitraster von 1 sec pro Bild mit dem Peri-

staltikbild nach Zusammenfassung von je 5 Punkten zu einem Zeitraster von 5 sec pro Bild, so erkennt man folgendes:

Die beiden Spindeln des 1-sec-MS-Bildes (Originalzeitraster) lassen sich auch bei einem Zeitraster von 5 sec pro Bild (Komprimierung) deutlich erkennen. Andererseits glaubt man, bei der 5-Punktezusammenfassung (genau wie bei der 4-Punktezusammenfassung) zusätzlich Spindeln zu erkennen (s. Abb. 22a, 22d, 22e).

Der Vergleich der 2,5-sec-Studie mit dem durch Zusammenfassung von 2 bzw. 3 Bildpunkten erhaltenen Zeitraster von 5 bzw. 7,5 sec pro Bild zeigt: kräftige Spindeln bleiben als steile Linien weiterhin sichtbar, die Erkennbarkeit schwacher Spindeln läßt aber schon bei Zusammenfassung von 2 Bildpunkten nach (s. Abb. 7, 23a, 23b).

Ausgehend von einem Zeitraster von 1 sec pro Bild, kann man sich zur Erklärung folgendes überlegen. Innerhalb einer Ureter-ROI steuert eine blasenwärts wandernde Spindel ihre Aktivität nur zu dem Impulswert einer, maximal zweier nebeneinanderliegenden Zellen bei. Dann hat die Spindel die nächste darunterliegende ROI erreicht. Faßt man jetzt 5 ROI-Kurvenpunkte zu einem neuen Punkt zusammen, so wird sich der neue Gesamtimpuls also beispielsweise aus 4 Impulswerten vor oder nach Spindelpassage und einem Impulswert während der Spindelpassage zusammensetzen. Die statistischen Schwankungen der Untergrundwerte gehen dadurch relativ stark in den neuen Gesamtimpulswert des zusammengefaßten 5-sec-Bildes ein. Der Unterschied

zwischen einem 5-sec-Bild, in welches 4 Untergrund-Impulswerte und ein möglicherweise schwacher Spindel-Impulswert eingehen und einem 5-sec-Bild, welches nur aus 5 Untergrund-Impulswerten gebildet wird, ist relativ klein. So läßt sich die Abnahme der Erkennbarkeit schwacher Spindelmuster erklären. Diese Kontrastabnahme kann auch ungünstigen Falls für eine Fehlinterpretation falsch positiver Spindeln verantwortlich sein.

Abb. 22a: Mittelwertsubtrahiertes Peristaltikbild mit 1-sec-Zeitraster.

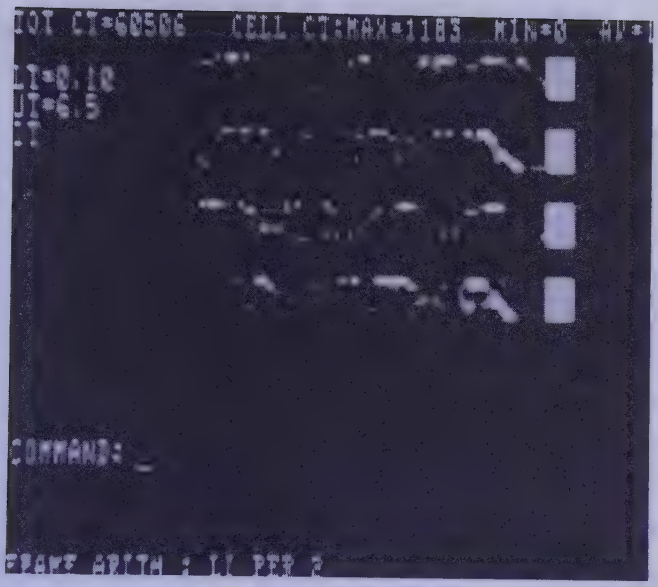


Abb. 22b: Peristaltikbild mit 2-sec-Zeitraster
durch Zusammenfassung von 2 Bildpunkten.

Abb. 22c: Peristaltikbild mit 3-sec-Zeitraster
durch Zusammenfassung von 3 Bildpunkten.

Abb. 22d: Peristaltikbild mit 4-sec-Zeitraster durch Zusammenfassung von 4 Bildpunkten.

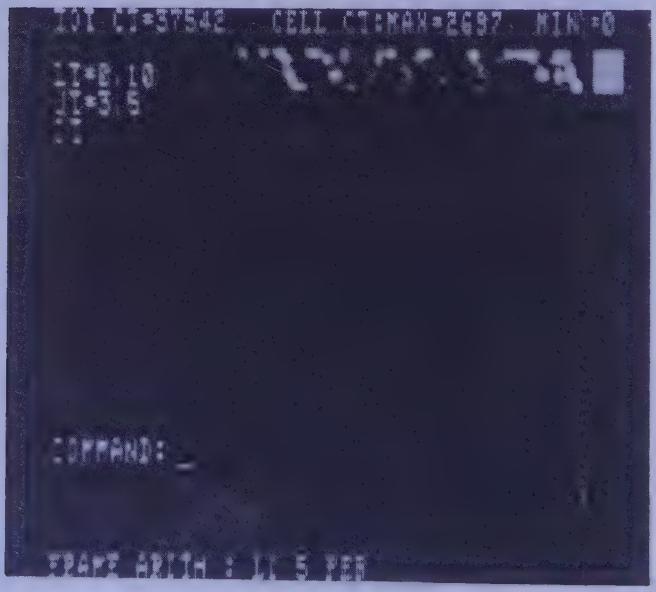


Abb. 22e: Peristaltikbild mit 5-sec-Zeitraster durch Zusammenfassung von 5 Bildpunkten.

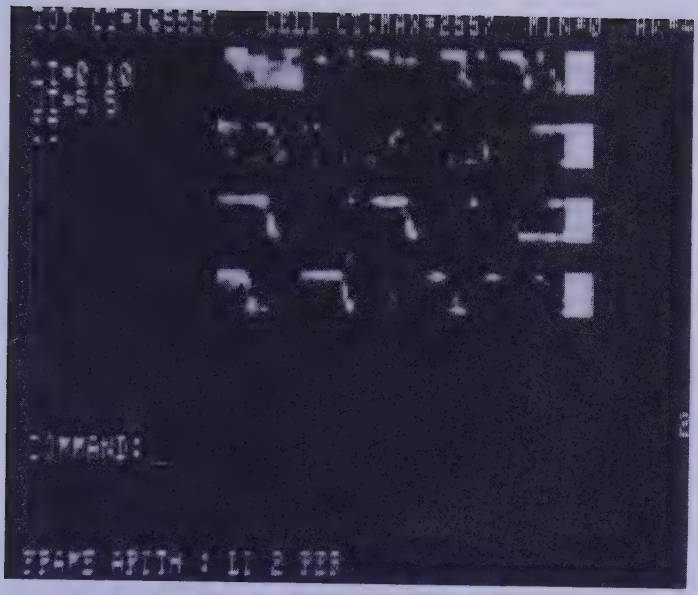


Abb. 23a: Peristaltikbild mit 5-sec-Zeitraster durch Zusammenfassung von 2 Bildpunkten.

Abb. 23b: Peristaltikbild mit 7,5-sec-Zeitraster durch Zusammenfassung von 3 Bildpunkten.

5. DISKUSSION

5.1. Problem der "leeren" Peristaltikbilder

Bei der bisherigen Anwendung des UKG zur Darstellung der Ureterperistaltik zeigten sich immer Bilder ohne erkennbare Spindeln. Müller-Schauenburg (52) konnte durch genaue Betrachtung des Aktivitätseinstroms in die Niere und des Abflusses in der ING-Kurve die Zahl der "leeren" Bilder erheblich verringern. Bei Verwendung von ^{123}J-Hippuran blieben 6 %, bei ^{99m}Tc-DTPA blieben 28 % Bilder ohne erkennbare Peristaltik.

Von den 104 Peristaltikbildern dieses Patientenkollektivs mit ^{99m}Tc-MDP blieben 2 % sogenannte "leere" Bilder (75). Mit den methodischen Mitteln aus 4.2. bis 4.8. wurde versucht, eventuell vorhandene Ureterperistaltik doch sichtbar zu machen. Variation der Untergrundsubtraktion, der Intensitätsskalierung und der räumlichen bzw. zeitlichen Auflösung ergaben keine Zunahme der Erkennbarkeit von Spindeln. Somit konnte nur der Verdacht auf Vorliegen eines Diureseureters erhärtet werden.

5.2. Diskussion der Ergebnisse von 4.2. bis 4.8.

Die Ausführungen in 4.2. bis 4.5. zeigen, wie man sich zur Erzeugung und Darstellung des MS-Bildes mit dem Verhalten des Untergrundes auseinandersetzt.

Vergleicht man die minimum- und mittelwertsub-

trahierten Peristaltikbilder des Patientenkollektivs, so muß unterstrichen werden, daß es ratsam ist, beide Bilder nebeneinander auf dem Monitor bzw. Röntgenfilm zu sehen. Die Mittelwertsubtraktion bringt kontrastreichere Bilder. Müller-Schauenburg (52) beschreibt die Gefahr falsch positiver Spindeln. Dies konnte durch Vergleich mit minimumsubtrahierten Bildern hier nicht bestätigt werden. Der Vergleich zeigt weiter, daß die Mittelwertsubtraktion Information bei langsamen Bewegungsvorgängen, wie Auffüllung des Nierenbeckens, Ausbildung eines Depots, schluckt. Diesen Vorgängen wird die Minimumdarstellung gerechter, auch wenn diese nur zur Darstellung der Einschnürung beim Megaureter gedacht war (52).

In 4.5. wird die Einführung eines gleitenden Untergrundwertes zur besseren Berücksichtigung des Untergrundtrends besprochen. Durch die Anpassung der Untergrundkurve an die Originalkurve geht, die in einem Untergrundtrend enthaltene Information, gänzlich verloren. Dem kann man begegnen, in dem man das mit einem gleitenden Untergrund subtrahierte Peristaltikbild neben einem minimumsubtrahierten MS-Bildes,an Stelle des mittelwertsubtrahierten, darstellt.

Berücksichtigt werden muß auch, daß durch die 3-fache 9-Punkte-Glättung eine Untergrundkurve entsteht, die durch ihren Verlauf bestimmte Bewegungsvorgänge verfälschen kann. So wurde aus dem steilen Aktivitätsanstieg in Abb. 11 ein flacher Anstieg in Abb. 12, in beiden Fällen gefolgt von einem steilen Abfall. Auf das Peristaltikbild hat das jedoch keinen erkennbaren Einfluß. Es wirkt konti-

nuierlicher (keine Zeilenteilung) als das mittelwertsubtrahierte und geringfügig kontrastreicher als das minimumsubtrahierte Peristaltikbild.

Mit der vorliegenden Arbeit wird bestätigt, daß die Erkennbarkeit der Motilitätsmuster im MS-Bild wesentlich von der Wahl der Schwellen abhängt (52, 77). Die Ausführungen in 4.6.1. und 4.6.2. zeigen,anhand der Zeit-Aktivitätskurve einer ROI-Zeile, die Relation der Impulse des Mittelwertes zu den Impulswerten der mittelwertsubtrahierten Untergrundschwankungen und Spindelpeaks. Die mittelwertsubtrahierten Peristaltikbilder zeigen eine Kontrastverstärkung, wenn die Schwellen nicht auf den dargestellten Mittelwert als Zeilenmaximum bezogen werden, sondern auf den maximalen Impulswert (Spindelpeak) einer ROI-Zeile.

Kontrastgewinnung kann nicht ausschließlich durch Einteilung der 16 Helligkeitsstufen nach Setzen von Schwellen erreicht werden. Die in 4.6.3. beschriebene Intensitätsskalierung ermöglicht bereits ein Erkennen von Spindeln bei einer oberen Schwelle von 100 im minimumsubtrahierten, im mittelwertsubtrahierten MS-Bild bei einer oberen Schwelle von 50. Im hohen Aktivitätsbereich wird weniger Information abgeschnitten, und im niederen Aktivitätsbereich bewirkt eine geringe Impulszunahme eine größere Intensitätssteigerung. Dies betrifft leider auch die statistischen Untergrundschwankungen, die besonders im niederen Aktivitätsbereich liegen. Zusammenfassend läßt sich festhalten, daß das Setzen von Schwellen im mittelwertsubtrahierten MS-Bild genauer und einfacher durchzuführen ist, wenn auf eine Eintragung

der subtrahierten Mittelwerte in Zelle 63 und 64 verzichtet wird. Die parabolische Skalierung läßt schwache Spindeln geringfügig deutlicher erscheinen.

Die Abhängigkeit der Spindeldarstellung von der ROI-Anzahl bzw. -Größe wird in 4.7. aufgezeigt. Die ideale ROI-Größe wäre, wenn die Spindelaktivität während eines Bildzeitintervalls von einer einzigen Region registriert würde.

Bei der Anpassung der ROI-Größe an die Spindel kann nur von einer konstanten Spindelgeschwindigkeit ausgegangen werden. Die Abhängigkeit der Spindeldarstellung im MS-Bild von Spindellänge und Spindeldurchmesser zeigte Wolf (77) unter anderem in seinen Modellversuchen.

Überlappende Regions verschlechtern die Darstellung der schrägen Spindellinie (4.7.2.). Mehr als 7 Regions lassen gewisse Bewegungsvorgänge erst erkennen. Vor allem wird durch eine hohe räumliche Auflösung eine genaue Lokalisation und Beschreibung bestimmter Motilitätsstörungen, wie z. B. Uretherstenose, im Peristaltikbild möglich (4.7.1.).

Durch die Möglichkeit der Bildkomprimierung,wurde in 4.8. der Einfluß der zeitlichen Auflösung auf die Qualität des Peristaltikbildes untersucht. Je nach klinischer Fragestellung,kann man das Zeitraster variieren. Interessiert in erster Linie, ob überhaupt ein peristaltischer Harntransport durch den Ureter stattfindet, z. B. bei einer Hydronephrose, so empfiehlt sich ein Zeitraster von 5 sec pro Bild. Kräftige Spindeln werden dargestellt,und es steht ein Beobachtungszeitraum von 40 Minuten

zur Verfügung.

Kommt es darauf an, kurzfristige und schnelle Bewegungsphänomene des Ureters, z. B. intraureteraler Reflux, möglichst deutlich zu erfassen, wird man eine hohe zeitliche Auflösung wählen. Ein Nachteil ist das kurze Beobachtungsintervall, 8 Minuten bei einem 1-sec-Zeitraster. Hier kann man sich behelfen, in dem man unmittelbar nach dem Ende der 1. Aufnahmeserie eine 2. (8. - 16. Minute p. i.) oder 3. (16. - 24. Minute p. i.) Serie startet.

Die zeitliche Auflösung von 2,5 sec pro Bild, die routinemäßig verwendet wurde, läßt sich nur schwer, mit dem durch Bildkomprimierung einer 1-sec-Studie erzeugten 2-sec- und 3-sec-Zeitraster, vergleichen. Es wird jedoch deutlich, daß in einem Bereich zwischen 2 - 3 sec pro Bild ein günstiger Kompromiß für die zeitliche Auflösung liegt. Der etwas längere Beobachtungszeitraum bei Verwendung eines 3-sec-Zeitrasters (24 Minuten) könnte als Vorteil angesehen werden.

5.3. Andere Einflüsse auf die Peristaltikerkennbarkeit

Befassen sich die vorausgehenden Abschnitte mit dem Einfluß der Methode auf die Erkennbarkeit von Spindeln, sollen hier zumindest noch einige Punkte aufgezählt werden, die die Darstellung der Ureterperistaltik im MS-Bild ermöglichen bzw. verhindern.

a. Ausreichende Aktivität im Harn
   abhängig von:
   - geeigneter Tracer

- ausreichende Dosis
- Kollimatorempfindlichkeit
- Nierenfunktion

b. Art des Harntransportes im Ureter
   - Vorliegen eines Diureseureters (vgl. 2.2.4.1. und 3.2.)
   - Aperistaltik (vgl. 2.2.5.4. und 2.3.5.)

c. Beeinflussung durch zwischen Ureter und Kamera liegendes Gewebe (vgl. 3.2. und 4.2.1.)

d. Abhängigkeit der Motilitätserkennbarkeit von der Reproduzierbarkeit des Peristaltikbildes
   - Display oder Speicheroszilloskop
   - Röntgenfilm-Variation

Bei der in b. genannten Aperistaltik, wird dabei vor allem an die von Schmidt (63) beschriebene Aperistaltik über 2 Minuten im Liegen gedacht und an das Sistieren der Peristaltik bei Entzündungen.

Weiter soll zu Punkt b. noch der peristaltische Harntransport erwähnt werden, der wegen seiner hohen Frequenz und der kleinen Spindeln nicht erfaßt wird. Von Müller-Schauenburg (52) wurde berechnet, bis zu welcher Frequenz die Spindeln im MS-Bild aufgelöst werden können. Wolf (77) zeigte die bereits erwähnte Abhängigkeit von Länge und Durchmesser der Spindeln. Dies könnte Matrixsegmente erklären, wo sich keine Spindeln zeigen, und die ING-Kurve in diesem Zeitintervall einen gleichmäßigen Abfluß aufweist.

5.4. Anwendbarkeit des Ureterkinetogramms

Das UKG kann als Nebenbefund zum Nierenszintigramm mit ^{123}J-Hippuran oder ^{99m}Tc-DTPA bzw. als Nebenbefund zum Ganzkörperskelettszintigramm mit ^{99m}Tc-MDP erstellt werden. Letzteres erscheint besonders interessant bei Patienten mit pathologischen Prozessen im kleinen Becken (75). Von Müller-Schauenburg (52) wurde die Notwendigkeit zur Indikation von Uretermotilitätsprüfungen bei Problemen der pädiatrischen Urologie aufgezeigt.

Andererseits kann damit Ureterphysiologie betrieben werden und dem Anliegen Schmidts (65) entsprochen werden, nierengesunde Menschen (als Nebenbefund) zu untersuchen, um Normen aufstellen zu können (43). Beim UKG fehlt die Beeinflussung der Ureterperistaltik von außen durch Kontrastmittel, wie bei Röntgenuntersuchungen (63) oder durch Katheter bei Druck- und Strömungsmessungen (47).

6. ZUSAMMENFASSUNG

In der vorliegenden Arbeit wurde systematisch die Methode des nuklearmedizinischen Verfahrens zur Darstellung der Uretermotilität untersucht. Hierzu wurden 4 2,5-sec-Studien mit unterschiedlicher Peristaltikbildqualität und 6 1-sec-Studien ausgewählt.

Eine verbesserte Spindelerkennbarkeit im Peristaltikbild wird durch Subtraktion eines Untergrundwertes

erreicht. Es wurden einerseits konstante Werte (Zeilenminimum, Zeilenmittelwert), andererseits ein gleitender Untergrundwert, der vor allem der Eliminierung des Untergrundtrends dienen sollte, subtrahiert.

Die Wahl der Schwellen zur Kontrastverstärkung ergibt sich aus der Lage von Spindelpeaks und Untergrundschwankungen in der Zeit-Aktivitätskurve einer ROI-Zeile. Neben der gleichmäßigen Verteilung der zur Verfügung stehenden Intensitätsstufen auf den Bereich zwischen unterer und oberer Schwelle, wurde eine parabolische Intensitätsskalierung angewendet.

Zur räumlichen Auflösung im Peristaltikbild wurden Versuche mit verschiedener Anzahl und Größe von Regions-of-Interest gemacht.

Die zeitliche Auflösung wurde durch die Wahl des Aufnahmezeitrasters (1 sec und 2,5 sec) und durch die Möglichkeit einer Bildzusammenfassung variiert.

Folgende Ergebnisse dieser methodischen Variationen lassen sich festhalten:

1. Im mittelwertsubtrahierten Peristaltikbild empfiehlt es sich, auf die Darstellung der Zeilenmittelwerte in Spalte 63 und 64 zu verzichten. Dadurch wird die Wahl der oberen Schwelle vereinfacht.
2. Bei Verwendung eines gleitenden Untergrundwertes sollte man diesem zum Vergleich, ein minimumsubtrahiertes Peristaltikbild gegenüberstellen, um die fehlende Erkennbarkeit langsamer Bewegungsvorgänge, z. B. Auffüllen eines Anfangskonus, ausgleichen zu können.

3. Eine parabolische Intensitätsskalierung bringt nur in Einzelfällen, besonders bei schwachen Spindelmustern, eine geringgradige qualitative Verbesserung.

4. Bei der örtlichen Auflösung konnte das routinemäßige Setzen von 7 Ureter-ROIs bestätigt werden.

5. Eine überlappende Anordnung der Region-of-Interest entlang des Ureters ist ungeeignet.

6. Die Peristaltikbildqualität erweist sich gegenüber einer Variation der zeitlichen Auflösung als relativ unempfindlich. Für den Routinebetrieb empfiehlt sich ein Zeitraster von 2 - 3 sec pro Bild. Geht es lediglich darum, zu erkennen, ob ein Harnspindeltransport durch den Ureter stattfindet, genügt ein Zeitraster von 5 sec pro Bild mit dem entsprechend langen Beobachtungszeitraum (40 Minuten).

7. Durch keine der beschriebenen methodischen Variationen konnten zusätzliche Spindeln im Peristaltikbild sichtbar gemacht werden. Für die geringgradig verbesserte Peristaltikbildqualität durch Subtraktion eines gleitenden Untergrundwertes oder durch Verwendung einer parabolischen Intensitätsskalierung ist ein, im allgemeinen nicht gerechtfertigter, zusätzlicher Zeitaufwand notwendig.

7. LITERATURVERZEICHNIS

1. Allen, T.D.: Congenital ureteral strictures.
J. Urol. 104, 196 (1970)
zitiert nach Melchior, H. (Ed.) 99 (1981)

2. Anderson , G.F., J.M. Pierce, C.M. Fredericks :
The ureteral response to bladder filling.
in: Boyarsky, S. et al. (Eds.) 283-291 (1971)

3. Baker, G.A.,D.J. Lum, E.M. Smith, H.S. Winchel:
Significance of radiocontaminants in ^{123}J
for dosimetry and scintillation camera imaging.
J. Nucl. Med. 17, 740 - 743 (1970)

4. Benjamin, J.A. et al.: Observations on ureteral
obstructions and contractility in man and dog.
J. Urol. 75, 25 - 42 (1956)

5. Bergman, H. (Ed.) : The Ureter
New York - Heidelberg - Berlin: Springer 1981

6. Bischoff, P.F., H.G. Busch: Origin clinical experien=
ces and treatment of urinary obstructions of
the lower ureter in childhood.
J. Urol. 85, 739 (1961)

7. Blaufox, M.D., L.M. Freemann: Radionuclide techniques
for the evaluation of diseases of urinary tract
in children.
Sem. Nuc. Med. 3.1, 27 - 53 (1973)

8. Boyarsky, S., P. Labay: Principles of ureteral physio=
logy.
in: Bergman, H. (Ed.) 71 - 104 (1981)

9. Boyarsky, S., P. Labay: Ureteral dimensions and specifications for bioengineering modeling. in: Boyarsky, S. et al. (Eds.) 163-165 (1971)

10. Boyarsky, S., C.W. Gottschalk, E.A. Tanagho; P.D. Zimskind (Eds.): Urodynamics New York and London: Academic Press 1971

11. Boyarsky, S., J. Martinez, N. Mayreis: Ureteral peristaltic pressures in dogs with changing urine flows. J. Urol. 87, 25 - 32 (1962)

12. Boyarsky, S., S. Weinberg: Urodynamic concepts. in: Lutzeyer, W. et al. (Eds.) 1 - 13 (1973)

13. Bühler, M.: Untersuchungen zur Kinetik von ^{99m}Tc - Methylen - Diphosphat unter besonderer Berück= sichtigung der quantitativen Skelett - Ganz= körper - Szintigraphie. Med. Dissertation Tübingen 1979

14. Campell, J.E.: A cinefluorographic analysis of normal pyelo - ureteral dynamics. Invest. Radiol. 1, 198 - 204 (1966)

15. Constantinou, C.E.: Renal pelvic pacemaker control of ureteral peristalitic rate. Am. J. Physiol. 226, (6), 1413 - 1419 (1974)

16. Constantinou, C.E., S. Tsuchida, P.B. Kavaney: Simulated vesicoureteral reflux. Comparison between the normal and hydrostatically by-passed uretero - vesical junction as a function of urine flow rate and bladder pressure. Urol. Intern. 29, 265 - 279 (1974)

17. Conway, J.J., G.D. Kruglig: Effectivness of direct and indirect radionuclide cystography in detec= ting vesicoureteral reflux.
J. Nucl. Med. 17, 2, 81 - 83 (1975)

18. Corriere, J.N.jr., D.E. Kuhl, J.J. Murphy: The use of ^{99m}Tc labeled sulfur coloid to study particle dynamics in the urinary tract.
Invest. Urol. 4, 570 - 575 (1967)
zitiert nach Melchior,H. (Ed.) 99 (1981)

19. Crone - Münzebrock, W.: Diagnostische Aussagen über Niere und Harnwege bei der Skelettszintigraphie mit ^{99m}Technetium - Methylen - Diphosphonat.
Fortschr. Roentgenstr. 133, 1, 75 - 78-(1980)

20. Davis, D.M., P.D. Zimskind: Pathologic types of ureteral pressure graphs with remarks on their relation to lower tract obstruction.
J. Urol. 90, 677 (1963)

21. Deuticke, P., T. Laubenberger: Die Röntgenuntersuchung der Niere und des Harnleiters in der urologischen Diagnostik.
München - Gräfelfing, Werkverlag Edmund Banaschew= ski 1974

22. Dixon, J.S., J.A. Gosling: The fine structure of pacemaker cells in the pig renal calycees.
Anat. Rec. 1975, 139 (1973)
zitiert nach Velardo, J.T. (1981)
in: Bergman, H. (Ed.) 13 - 54 (1981)

23. Düx, A. P. Thurn, B. Kisseler: Der physiologische Entleerungsmechanismus der ableitenden Harnwege

im Röntgenkinematogramm.
Fortschr. Röntgenstr. 97, 687 - 703 (1962)

24. Engelmann, T.W.: Zur Physiologie des Ureters.
Pflügers Arch. ges. Physiol. 2, 243-293 (1869)

25. Garret, R.A. R.K. Rhamy, D. Newmann: Management of nonobstructive vesicoureteral reflux.
J. Urol. 90, 167 (1963)
zitiert nach Politano, V.A. (1981)
in: Bergman, H. (Ed.) (1981)

26. Glass, E.c., G.L. DeNardo, H.H. Hines: Immediate renal imaging and renography with ^{99m}Tc - Methylene - Diphosphonate to assess renal blood flow, excretory function and anatomy.
Radiology 135, 187 - 190 (1980)

27. Gosling, J.A., J.S. Dixon: Species variation of upper urinary tract pacemaker cells.
Invest. Urol. 11, 418 (1974)
zitiert nach Velardo, J.T. (1981)
in: Bergman, H. (Ed.) (1981)

28. Grana, L., W.L. Donnellan, O. Swenson: Effect of chronic urinary tract infection on ureteral peristalsis. J. Urol. 94, 652 (1965)
zitiert nach Tanagho, E.A. (1971)
in: Boyarsky, S. et al. (Eds.) (1971)

29. Hajòs, E.: Telescreen and radiographic examination of urinary transport.
Budapest, Akadèmiai Kiadó (1978)

30. Hannappel, J., K. Golenhofen: Comparative studies

on ureteral peristalsis in dogs, guinea - pigs and rats.
Pflüg. Arch. ges. Physiol. 348, 65 (1974)
zitiert nach Melcnior, H. (Ed.) 63 (1981)

31. Harvey, R.F., D.H. Keeling: Investigation of ureteric function by isotope renography with particular reference to patients with " unexplained " renal pain.
Lancet 1969,I, 847 - 850 (1969)

32. Hine, G.J., R.E. Johnston: Absorbed dose from radionuclides.
J. Nucl. Med. 11, 468 - 469 (1970)

33. Hinman, F.,Jr.: The pathophysiology of urinary obstruction.
in: Campell, M.F., J.H. Harrison: Urology 313 - 348, Philadelphia, Saunders 1970
zitiert nach Scardino,P.T. et al. (1981)
in: Bergman, H. (Eds.) (1981)

34. Hinman, F.,Jr.: Peristalsis in the diseased ureter: a brief summary of current knowledge.
in: Boyarsky, S. et al. (Eds.) 353 - 361 (1971)

35. Hryntschak, Th.: Zur Anatomie des Nierenapparates, der Harnblase und des Ureters. 2. Mitteilung: Über den Ganglienzellapparat von Nierenbecken und Harnleiter des Menschen und einiger Säuger.
Z. Urol. Chir. 18, 86 - 110 (1925)

36. Kerr, W.S.: Effects of complete ureteral obstruction in dogs on kidney function.
Am. J. Physiol. 184, 521 (1956)

zitiert nach Scardino, P.T. et al. (1981)
in: Bergman, H. (Ed.) (1981)

37. Kiil, F.: The function of the ureter and renal pelvis.
Philadelphia, Saunders, 1957
zitiert nach Zimskind,P.D. (1971)
in: Boyarsky, S. et al. (Eds.) (1971)

38. Kiil, F.: Urinary flow and ureteral peristalsis.
in: Lutzeyer et al. (Eds.) 57 - 70 (1973)

39. Krishnamurthy, J.T., R.J. Huebotter, M. Tubis, W.H. Bland: Pharmaco - kinetics of current skeletal seeking radiopharma ceneticals.
Am. J. Roentgen. 126, 293 - 301 (1976)
zitiert nach Crone - Münzebrock, W. (1980)

40. Labay, P.C., S. Boyarsky: Ureteral peristaltic messure methods.
in: Boyarsky, S. et al. (Eds.) 100 - 117 (1971)

41. Lapides, J.: The physiology of the human ureter.
J. Urol. 59, 501 - 537 (1948)

42. Lenaghan, D., A.S. Cass, L.J. Cussen, F.D. Stephens: Longterm effect of vesico - ureteral reflux on the upper urinary tract of dogs. 1. without urinary infection, 2. with ureteral obstruction.
zitiert nach Melchior, H. (Ed.) 99 (1981)

43. Lindenberger, R.: Nuklearmedizinische Untersuchung zur Ureterperistaltik mit ^{99m}Tc - MDP als Neben= befund zum Knochenszintigramm bei nierengesunden Patienten.
Med. Dissertation Tübingen 1982

44. Longrigg, N.: Minor calycees as primary pacemaker sites for ureteral activity in man.
Lancet, 1975, I, 253 (1975)
zitiert nach Boyarsky, S. (1981)
in: Bergman, H. (Ed.) (1981)

45. Lutzeyer, W., H. Melchior: Urodynamics. Upper and lower urinary tract.
Berlin - Heidelberg - New York: Springer 1973

46. Melchior, H.: Ureterdynamik.
Aachen: Stippak 1974

47. Melchior, H.: Urologische Funktionsdiagnostik. Lehr= buch und Atlas der Urodynamik.
Stuttgart - New York: Thieme 1981

48. Mitchell, G.A.G.: The innervation of the kidney, ureter, testicle and epiaymis.
J. Anat. 70, 10 (1936)
zitiert nach Melchior, H. (Ed.) (1981)

49. Morales, P.A., C.H. Crowder, A.P. Fishman, M.H. Maxwell: The response of the ureter and pelvis to changing urine flows.
J. Urol. 67, 484 (1952)
zitiert nach Boyarsky, S. (1981)
in: Bergman, H. (Ed.) (1981)

50. Morales, P.A.: Ureteral delivery and efflux.
in: Boyarsky, S. et al. (Eds.) 87 - 97 (1971)

51. Müller - Schauenburg, W., K. Anger, J. Carl, U. Feine R. Hippeli: Erste Erfahrungen mit einer neuen nuklearmedizinischen Peristaltikdarstellung der Ureteren. (UKG)

Nuklearmedizin - Klinische Bedeutung nuklear=
medizinischer Diagnostik und Therapie.
16. Int. Jahrestg. d. Ges. f. Nuklearmedizin
in Madrid 1978.
Stuttgart - New York: Schattauer 1979

52. Müller - Schauenburg, W.: Ein Verfahren zur nuklear=
medizinischen Darstellung der Ureterkinetik.
Habilitationsschrift Tübingen 1981

53. Narath, P.A.: Renal pelvis and ureter.
New York: Grune & Stratton 1951
zitiert nach Scardino, P.T. et al. (1981)
in: Bergman, H. (Ed.) (1981)

54. Notley, R.G.: Electron microscopy of the upper ureter
and the pelvi - ureteric junction.
Br. J. Urol. 40, 37 (1968)
zitiert nach Velardo, J.T. (1981)
in: Bergman, H. (Ed.) (1981)

55. Orbelli, L., E.Th. von Brücke: Beiträge zur Physio=
logie der autonom innervierten Muskulatur. 2. Die
Aktionsströme der Uretermukulatur während des
Ablaufs spontaner Wellen.
Arch. ges. Physiol. 133, 341 - 364 (1910)

56. O'Reilly, P.H.,R.A. Shields, H.J. Testa: Nuclear
medicine in urology and nephrology.
London - Boston: Butterworths 1979

57. Politano, V.A.: Vesicoureteral reflux.
in: Bergman, H. (Ed.) 483 - 512 (1981)

58. Ratnert, P., H. Melchior: Functional ureteral stenosis.
in: Lutzeyer, W. et al. (Eds.) 149 - 152 (1973)

59. Rohen, J.: Topographische Anatomie: Kurzlehrbuch für Studierende und Ärzte.
Stuttgart - New York: Schattauer 1977

60. Rutishauser, G.: Das elektromanometrische Bild der Harnwegsdynamik bei physiologischen und pathologischen Bedingungen.
Fortschr. Med. 83, 919 (1965)

61. Scardino, P.T., P.L. Scardino: Obstruction at the ureteropelvic junction.
in: Bergman, H. (Ed.) 697 - 716 (1981)

62. Schmidt, H., J. Kaufmann, H. Hulands: Über die Retroperistaltik des Ureters.
Fortschr. Röntgenstr. 121, 459 - 466 (1974)

63. Schmidt, H., J.M. Pollack, K. Oswald : Radiologische Symptomatik der Kontrastmittelpassage durch durch den Ureter. 1. Mitteilung: Die normale Passage.
Fortschr. Röntgenstr. 110, 446 - 456

64. Schmidt, H., J.M. Pollack, K. Oswald: Radiologische Symptomatik der Kontrastmittelpassage durch den Ureter: 2. Mitteilung: Die gestörte Passage.
Fortschr. Röntgenstr. 111, 96 - 107

65. Schmidt, H.: Motilität der oberen Harnwege.
Berlin - Heidelberg - New York: Springer 1978

66. Schulman, C.C.: Electronmicroscopy of the human ureteric innervation.
Brit. J. Urol. 46, 609 (1974)
zitiert nach Melchior, H. (Ed.) (1981

67. Schulman, C.C.: Ultrastruktur des Harnleiters.
Verh. dtsch. Ges. Urol. 25, 163 (1974)
zitiert nach Melchior, H. (Ed.) (1981)

68. Subramanian, G., J.G. McAfee, R.J. Blair, F.A. Kallfelz, F.D. Thomas: Technetium - 99m - Methylene Diphosphonate - a superior agent for skeletal imaging: Comparison with other Technetium complexes.
J. Nucl. Med. 16, 744 - 755 (1975)

69. Swenson, O., J.H. Fischer, J. Cendron: Megaloureter: investigation as to the cause and report on the results of newer forms of treatment.
Surgery 40, 223 (1956)
zitiert nach Melchior, H. (Ed.) (1981)

70. Tanagho, E.A., F.H. Meyers: Ureteral peristaltic activity.
in: Boyarsky, S. et al. (Eds.) 120 - 124 (1971)

71. Thornbury, J.R., J. Lapides: Effect of gravity on ureteral peristalsis in normal human adults in in the inverted position.
zitiert nach Boyarsky, S. et al. (1981)
in: Bergman, H. (Ed.) (1981)

72. Vaughan, E.D., J.Y. Gillenwater: Recovering following complete chronic unilateral ureteral occlusion: Functions, radiographic, and pathologic alterations. J. Urol. 106, 27 (1971)
zitiert nach Scardino, P.T. et al. (1981)
in: Bergman, H. (Ed.) (1981)

73. Velardo, J.T.: Histology of the ureter.
in: Bergman, H. (Ed.) 13 - 54 (1981)

74. Weinberg, S.L. M.Y. Jaffrin, A.H. Shapiro:
Hydrodynamic model of ureteral function.
in: Boyarsky, S. et al. (Eds.) 217 - 231 (1971)

75. Werner, P.: Nebenbefunde zum Knochenszintigramm mit ^{99m}Tc - MDP bei Patienten mit pathologischen Prozessen im kleinen Becken.
Med. Dissertation Tübingen, eingereicht 1982

76. Wharton, L.R.: The innervation of the ureter, with respect to denervation.
J. Urol. 28, 639 (1932)

77. Wolf, M.: Experimentelle Untersuchungen zur röntgenologischen und nuklearmedizinischen Funktionsdiagnostik am Harnleiter.
Med. Dissertation Tübingen 1980

78. Wüllenweber, G.: Die Dynamik der abführenden Harnwege im Lichte kymographischer Untersuchungen.
Z. Urol. 31, 339 - 348 (1937)

79. Zimskind, P.D.: The relation of ureteral function to urine flow: backflow mechanisms.
in: Boyarsky, S. et al. (Eds.) 293 - 297 (1971)

80. Zimskind, P.D.: Diagnostic methods for ureteral peristalsis: critique and limitations.
in: Boyarsky, S. et al. (Eds.) 339 - 347 (1971)

8. ANHANG

8.1. Programm: gleitender Untergrund ("curve")

```
.R CURVE
COMMAND:MPS2
LINE:      1-DCP0
LINE:      2-SM1,1,1,1,1,1,1,1,1
LINE:      3-SM1,1,1,1,1,1,1,1,1
LINE:      4-SM1,1,1,1,1,1,1,1,1
LINE:      5-CM0.81
LINE:      6-SC0;DCP0;P00
LINE:      7-SB0;SCP0;DPP0
LINE:      8-C023;WAR DAS DIE LETZTE KURVE?;IF;VAP0,1;,P0;MRS2
LINE:      9-WS1
LINE:     10-NEMS
COMMAND:MPS0
LINE:      1-VIP0,1;LPP0;KURVEN-NR.
LINE:      2-MRS2
COMMAND:MPS1
LINE:      1-SC10
LINE:      2-SM1,1,1,1,1,1,1,1,1,
LINE:      3-SM1,1,1,1,1,1,1,1,1
LINE:      4-SM1,1,1,1,1,1,1,1,1
LINE:      5-CM0.81
LINE:      6-SC11;DC10;P011
LINE:      7-IF;SB11
```

8.2. Programm: parabolische Intensitätsskalierung
("Wurzel")

```
WURZEL
100 PRINT "VON SAVE AREA NR."/INPUT S1
120 CALL "GSAR"(S1,X)
130 CALL "GSAG"(1,A$)/PRINT A$
140 FOR I=1 TO 64
150 FOR J=1 TO 64
180 CALL "GMXG" (I,J,W)
200 V=SQR(W)/CALL "GMXP"(I,J,V)
220 NEXT J/NEXT I
240 PRINT "NACH SAVE AREA NR."/INPUT S2
260 CALL "GSAW"(S2)
300 CALL "GAM"("CA")
```

8.3. Programm: Zusammenfassung mehrerer Bildpunkte
("perico")

```
PERICO
10 REM ZUSAMMENFASSUNG VON 2,3,4 PUNKTEN
11REM WIE Z.B.SCHNELLE PHASE VON SPINDELKURVEN.
80 DIM V(480)
100 PRINT "VON SAVE AREA:"/INPUT S1
105 PRINT "NACH SAVE AREA:";/INPUT S2
110 CALL "GSAR"(S1,X)
115 CALL "GSAG"(1,I$)/PRINT I$
116 CALL "GSAG"(2,F$)/PRINT "FRAME-ALGEBRA";F$
120 CALL "GSVG"(130,C)/REM # OF CURVES
130 CALL "GSVG"(45,N)/PRINT N;"PUNKTE"
140 PRINT "WIEVIELE WEGLASSEN?";/INPUT P0
150 PRINT "WIEVIELE DARSTELLEN?";/INPUT P2
155 PRINT "WIEVIELE PUNKTE ZUSAMMENFASSEN?:"/INPUT P3
160 P4=INT(P2/P3)/REM #OF NEW POINTS
200 CALL "GSVP"(50,1)/REM ONE GROUP ONLY!
210 CALL "GSVP"(51,P4)/REM P4FRAMES IN GROUP 1
220 CALL "GSVP"(45,P4)/REM TOT # OF FRAMES
250 CALL "GSAW"(S2)
260 FOR C1=0 TO C
262 CALL "GSAR"(S1,X)
270 FOR P=P0+1 TO P0+P2
280 CALL "GCVG"(C1,P,V(P-P0))
290 NEXT P
295 CALL "GSAW"(S1)
298 CALL"GSAR"(S2,X)
301 P=1
302 FOR I=1 TO P4
305 V=0
310 FOR J=1 TO P3
320 V=V+V(P)
330 P=P+1
```

```
340 NEXT J
345 CALL "GCVP"(C1,I,V)
350 NEXT I
370 PRINT C1
375 CALL "GDIS"(C1)
400 CALL "GSAW"(S2)
450 NEXT C1
```

Mein ganz besonderer Dank gilt Herrn Priv.Doz. Dr. Dr. Müller-Schauenburg für die Überlassung des Themas, für die stets gewährte Hilfe und für die freundschaftlich entgegengebrachte, menschliche Wärme.

L E B E N S L A U F

Ina Werner, geb. Merk geboren am 7. 8. 1953 in München

Eltern: Eduard und Franziska Merk, geb. Hindinger

Schule: 1974 Abitur am Sophie-Scholl-Gymnasium München

Berufsausbildung: 1974 - 1976 Arzthelferin

Studium: WS 1976/77 - WS 1977/78 Biochemie an der Universität Zürich
SS 1978 - SS 1979 Medizin an der Universität Erlangen
WS 1979/80 - WS 1983/84 Medizin an der Universität Tübingen
12. April 1984 Medizinisches Staatsexamen.